Aus der Abteilung für Sportmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. D. Jeschke
im Zentrum Innere Medizin
der Universität Tübingen

# KRAFT BEI KINDERN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von

**Roland Moll**
aus Stuttgart

1986

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543904_0111

Aus der Abteilung für Sportmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. D. Jeschke
im Zentrum Innere Medizin
der Universität Tübingen

# KRAFT BEI KINDERN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von

**Roland Moll**
aus Stuttgart

1986

| | |
|---|---|
| Dekan: | Professor Dr. W. Schulte |
| 1. Berichterstatter: | Professor Dr. D. Jeschke |
| 2. Berichterstatter: | Professor Dr. R. W. Gülch |

Offsetdruck Spengler
Lessingstraße 4 · 7401 Neustetten 1
Telefon (0 74 72) 2 21 45

Inhaltsverzeichnis


| | Seite |
|---|---|
| 1. EINLEITUNG | 1 |
| 2. METHODE | 3 |
| 2.1. Probanden | 3 |
| 2.2. Versuchsaufbau | 3 |
| 2.3. Auswahl der Muskelgruppen | 7 |
| 2.4. Messungsvorbereitung und Lokalisation der Elektroden | 8 |
| 2.5. Versuchsablauf | 12 |
| 2.6. Auswertung | 15 |
| 2.7. Statistik | 17 |
| 3. ERGEBNISSE | 18 |
| 3.1. Verhalten des iEMG bei steigender Kraft | 18 |
| 3.2. iEMG bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe und nach Belastung | 22 |
| 3.2.1. Verlauf der iEMG- und Kraftkurve | 22 |
| 3.2.2. Das iEMG | 24 |
| 3.2.3. Steigerungsraten des iEMG und iEMG/Kraft | 29 |
| 3.2.4. Die Kraft | 30 |
| 3.2.5. Typische Gemeinsamkeiten der unterschiedlichen Muskelgruppen | 34 |
| 3.2.6. Zeitlicher Zusammenhang zwischen maximalem iEMG und maximaler Kraft | 34 |
| 3.3. iEMG und iEMG/Kraft beim Halten einer submaximalen Kraft für 60 Sekunden | 35 |

Seite

4. DISKUSSION 38
4.1. Probanden 38
4.2. Methode 38
4.3. Ergebnisse 40
4.3.1. iEMG bei steigender Kraft 40
4.3.2. iEMG bei maximaler Muskelanspannung 44
4.3.3. iEMG beim Halten einer submaximalen Kraft über längere Zeit 46

5. ZUSAMMENFASSUNG 48

6. TABELLEN 50

7. LITERATURVERZEICHNIS 60

## 1. EINLEITUNG

Die Muskelkraft stellt einen wesentlichen Faktor für die Bewegung und Haltung unseres Körpers dar; sie ist die Voraussetzung für jede körperliche Aktivität. Ihre Bedeutung bei sportlicher Betätigung liegt in der engen Beziehung zwischen Kraft und erzielbarer Leistung. Einen entscheidenden Beitrag leistet sie zur Vermeidung von Verletzungen, die ohne ein Mindestmaß an Kraft zwangsläufig auftreten würden. Die Kraft ist für die Haltefunktion von besonderem Interesse und spielt sowohl bei der Prävention, der Therapie als auch der Rehabilitation eine entscheidende Rolle. Die meisten Fehlhaltungen, die von der Wirbelsäule ausgehen (Rund-, Hohl-, Hohlrund-, Flachrücken, Skoliose), sind zum Teil auf eine im Kindesalter zu schwach entwickelte Muskulatur zurückzuführen. Die Haltungsanomalien prädisponieren zu vorzeitigen Verschleißerscheinungen am Stütz- und Halteapparat.
Da der Kraft im Kindesalter (5-9 Jahre) eine aus präventiven und sportlichen Überlegungen entscheidende Rolle zukommt, sind Erkenntnisse über die Kraftentwicklung in diesem Lebensabschnitt von klinischem und sportmedizinischem Interesse. Kinder wurden jedoch fast nicht untersucht. Es lag der Gedanke nahe, sich mit dieser Altersgruppe intensiver zu beschäftigen. Um zum einen die Kraft zu analysieren und zum anderen eine Antwort auf die Frage zu geben, ob Talent im Kunstturnen durch Kraft bedingt ist, wurden zwei Untersuchungsmethoden parallel durchgeführt. Mit der Elektromyographie sollte die neurale Komponente der Muskelkraft erfasst und mit der physikalischen Kraftmessung die Kraft ermittelt werden.
Zwei hauptsächliche Muskelgruppen der motorischen Belastung, die für die allgemeine muskuläre Entwicklung als repräsentativ gelten können, der m. quadriceps femoris und die Armbeuger m. biceps brachii und m.brachioradialis, wurden auf die folgenden Fragen hin untersucht:

1. Wie hoch ist die statische Maximalkraft, absolut und in Relation zum Körpergewicht?

2. Wie verhält sich das integrierte Elektromyogramm (iEMG) bei ansteigender Kraft bis in den Maximalbereich während kurzer Haltedauer?
3. Welche Zusammenhänge bestehen zwischen dem iEMG und maximaler bzw. submaximaler Kraft über lange Haltedauer?

## 2. METHODE

### 2.1. Probanden

Ein Kollektiv von 20 Jungen, die zwischen acht und neun Jahren alt waren (Jahrgang 1974 und 1975), wurde in zwei Gruppen eingeteilt. Die Gruppe 1 (n = 12) bestand aus Jungen, die bei einem Sichtungstest durch ihr turnerisches Talent aufgefallen waren und gezielt von Übungsleitern zum Turnsport hingeführt werden sollten. Die Jungen der Gruppe 2 (n = 8) kamen aus gleichen Schulklassen und konnten durch ein Rundschreiben zur Teilnahme an der Studie gewonnen werden. Sie betrieben keine besondere Sportart, sondern neben Schulsport wie Gruppe 1 gelegentlich Schwimmen und Fußball.
Tabelle 1 zeigt die anthropometrischen Grunddaten der Jungen der Gruppe 1 (Versuchspersonen 1 - 12) wie der Gruppe 2 (Versuchspersonen 13 - 20). Obwohl die durchschnittliche Körpergröße der Jungen der beiden Gruppen gleich war, wogen die Jungen der Gruppe 2 durchschnittlich 10,3 % mehr als die der Gruppe 1 ($p = 0,05$).

## 2.2. Versuchsaufbau

Bei jeder Versuchsperson (VP) wurden

1. die physikalische Muskelkraft (F)
2. das Elektromyogramm (EMG)

gemessen.
Da die meßbare physikalische Muskelkraft in vivo von der Vordehnung und der Arbeitsweise bestimmt wird, wählten wir für unsere Analysen statische Arbeitsweisen in definierten Gelenkpositionen aus. Dazu wurde der Hettinger-Kraftmeßstuhl, das ELAG Isometer MkII, benützt. Es erlaubt bei guter Fixierung der VP die Bestimmung von submaximalen und maximalen Kräften. Die physikalische Kraft wurde mit dem Kraftmeßfühler der Firma Interface gemessen, der einen Meßbereich bis 500 kp besaß. Die Dehnung des Kraftmeßfühlers wurde mit Hilfe des Wägeindikators UMC 2000 (Fa. Ziegler) digital registriert, sowie analog das Meßsignal auf einem Cardirex 6 T (Fa. Elema-Schämander/Siemens) festgehalten. Die elektrische Muskelaktivität wurde mit Oberflächenelektroden - Kinder-EKG-Elektroden - durch ein Zweikanal-EMG der Firma Tönnes erfasst. Die Integration der erfassten Aktivität (und damit die Umwandlung des EMG in das iEMG), erfolgte mit einem Zusatzgerät der Firma Tönnes, dem Integrator Tal 420.
Zur Dokumentation des abgeleiteten Elektromyogramms wurde ebenfalls der Schreiber Cardirex 6 T verwendet (Abb. 2). Als Schreibgeschwindigkeit bewährte sich 50 mm/sec; bei einer geringeren Schreibgeschwindigkeit wäre die Auswertung nicht hinreichend exakt gewesen.

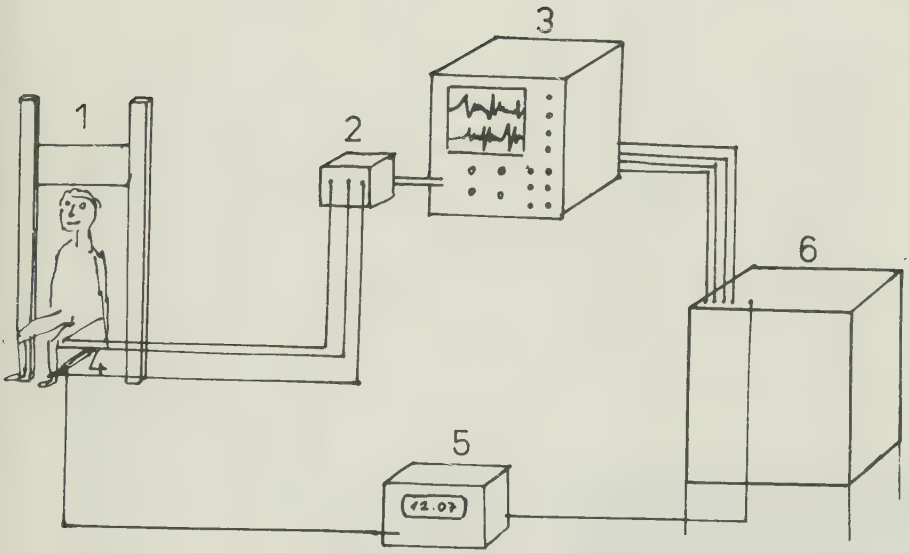


Abb. 1: Schema der Meßmethode

1 Kraftmeßstuhl
2 EMG-Vorverstärker
3 Oszillograph
4 Kraftmeßfühler
5 Digitales Kraftanzeigegerät
6 Schreiber

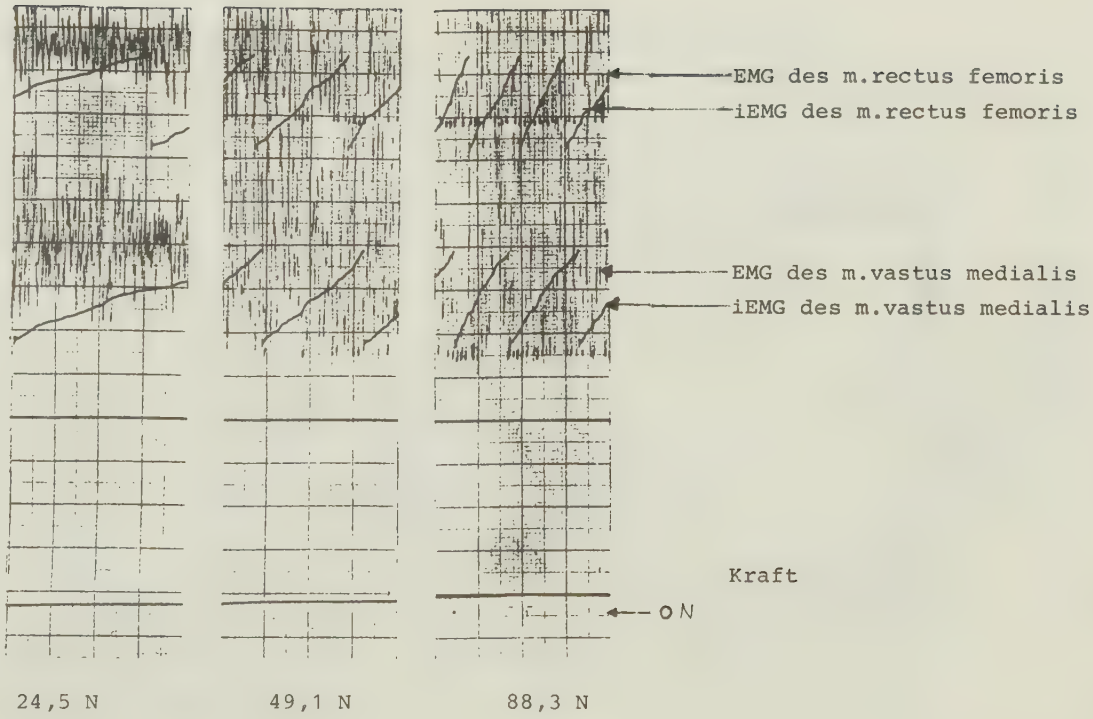


Abb. 2: Dokumentation des iEMG und der Kraft

## 2.3. Auswahl der Muskelgruppen

Bei der Auswahl der Muskelgruppen mußte sowohl der elektromyographischen Ableitetechnik als auch den anatomischen, physiologischen Gegebenheiten (33,34) Rechnung getragen werden.
Die Größe der Oberflächenelektroden und ihre Anwendungsmöglichkeiten zwang den Untersucher möglichst große, oberflächennah gelegene Muskeln auszuwählen, um zum einen die Elektroden gut befestigen zu können und zum anderen auch nur das Elektromyogramm des zu untersuchenden Muskels abzuleiten.
Da die 8 - 9jährigen Jungen bei normaler körperlicher Entwicklung noch keine stark ausgeprägte Muskulatur besaßen, war die Auswahl großer Muskeln eine unabdingbare Versuchsvoraussetzung. Ein weiterer Gesichtspunkt war der möglichst regelmäßige, alltägliche Gebrauch der zu untersuchenden Muskelgruppen.
Die Berücksichtigung dieser Gesichtspunkte führte zu dem Resultat, den größten Beinmuskel, den m.quadriceps femoris, genauer gesagt zwei seiner vier Anteile, den m.rectus femoris und den m.vastus medialis, auszuwählen. Bei der Entscheidung, welcher der großen Armmuskeln am geeignetsten wäre, fiel der Entschluß, sich dem m.biceps zuzuwenden, nicht zuletzt wegen der Möglichkeit, mit dem m.brachioradialis gleichzeitig einen weiteren großen Armbeuger zu untersuchen. Die ausgewählten Muskeln hatten zudem den Vorteil, nahezu alleinverantwortlich für eine bestimmte Bewegung, in einem Fall für die Kniestreckung und im anderen Fall für die Armbeugung im Ellenbogengelenk, zu sein.

## 2.4. Messungsvorbereitung und Lokalisation der Elektroden

Jede Messung wurde mit einer Eichung des Wägeindikators, des digitalen Kraftanzeigegerätes, gekoppelt. Dabei wurde ein 10 kg (98,1 N) schweres Gewicht an den Kraftmeßfühler gehängt, der über eine Kette an einer Verstrebung des ELAG Isometers befestigt war. Die digitale Anzeige wurde auf den entsprechenden Gewichtswert, zu dem außer dem 10 kg Gewichtsstück noch das Verbindungsstück zwischen Kette und Kraftmeßfühler gehört, eingestellt. Anschließend wurden die Jungen in die für die jeweilige Messung erforderliche Sitzposition gebracht. Bei dieser Versuchsvorbereitung wurde sorgfältig vorgegangen, da die richtige Sitzposition, in der auch nur die Muskeln erfasst werden, die untersucht werden sollen, eine Voraussetzung für ein valides Ergebnis darstellte.

Da die Sitzwanne des Kraftmeßstuhls für Erwachsene und nicht für Kinder konstruiert ist, gelang es mit den herkömmlichen Methoden nicht, eine gute Fixierung zu erreichen. Mit zwei einfachen Maßnahmen konnte man dieses Problem lösen. Zum einen wurde zwischen der Lehne des Kraftmeßstuhles und dem Rücken des zu untersuchenden Kindes ein Sandkissen eingebracht, so daß das Kind nach dem Zurückrutschen auf der Sitzwanne die Knie vor dem Sitzwannenrand hatte. Zum anderen mußten die Schulterstützen ganz nach unten gestellt werden und bei kleineren Kindern mit Zellstoff unterlegt werden. Nach dem Anlegen des Beckengurtes wurde auf die Winkelstellung zwischen Ober- und Unterschenkel beim Versuch der Kniestreckung geachtet. Dieser Winkel sollte 90° betragen. Die Kette mit eingefügtem Kraftisometer mußte dazu jeweils um wenige Glieder verkürzt oder verlängert werden. Außerdem sollte sie parallel zum Boden verlaufen.

Bei der Kraftmessung der Beuger im Ellbogengelenk (m.biceps brachii, m.brachioradialis) mußte der Proband an die Stelle der Sitzwanne hinrücken, an der die Messung vorgenommen wurde. Nur so gelang es, den sonst auftretenden Reibungsverlust zwischen Kette und Sitzwannenrand zu vermeiden und die tatsächlichen Kraftwerte zu eruieren.

Ferner mußte auf einen 90° Winkel im Ellbogengelenk und zwischen Unterarm und Schlaufe mit daran befestigter Kette geachtet werden.
Die Lokalisation der Elektroden ist entscheidend für die Messung des iEMG, da die Potentiale mit den Ableitpunkten variieren. Da das größte Potential in der Regel über den dicksten Muskelbäuchen zu erfassen ist, mußte man die Elektroden zur Erfassung der Muskelaktivität des m.rectus femoris und des m.vastus medialis distal aufbringen (Abb. 3). Um die Ableitpunkte zu standardisieren, wurden anatomisch definierte Punkte verwendet. Die Streckenlänge spina iliaca anterior superior bis proximaler Patellarand wurde durch drei dividiert und vom Patellaoberrand nach proximal abgemessen. Auf dieser Höhe sollte die Elektrode so lokalisiert werden, daß sie genau auf dem m.rectus femoris saß, was durch Anspannen der Muskulatur gut festzustellen war. Die Ableitstelle der differenten Elektrode für den m.vastus medialis lag je nach Körpergröße 7 - 8 cm proximal des medialen Kniegelenkspaltes. Die indifferenten Elektroden sollten nach Möglichkeit auf knochennahe Ableitepunkte gesetzt werden. Für den m.rectus femoris bewährt sich dabei die Patella bzw. der epicondylus und condylus lateralis des Femur, für den m.vastus medialis der mediale epicondylus und condylus femoris.
Die Lokalisation der Oberflächenelektroden (Abb. 3) auf den Armbeugern geschah nach den gleichen Prinzipien. Der m.biceps brachii hatte seinen maximalen Muskelbauch etwa nach 2/3 der Strecke Schulter-Ellenbeuge, und auf diesen Punkt sollte die Elektrode plaziert werden. Die indifferente Elektrode wurde jeweils auf eine möglichst muskelfreie Stelle des Akromions der Skapula gesetzt. Der Punkt, auf den man die differente Elektrode des m.brachioradialis aufkleben sollte, war nur durch starke Kontraktion der Unterarmmuskulatur bei Beugestellung (90°) zu finden. Dazu wurde in rechtwinkliger Beugestellung die Strecke vom Oberarm zum processus styloideus radii abgemessen, durch drei geteilt und von der Ellenbeuge um diesen errechneten Wert nach distal gegangen. Die indifferente Elektrode konnte auf dem Olecranon gut befestigt werden.

Vor dem Aufkleben der Ableitelektroden war an den entsprechenden Stellen - mit Äther oder Alkohol - die Haut von Fett oder anderen Verunreinigungen zu säubern, um einen exakten Sitz der Elektroden mit einem möglichst kleinen Widerstand zu erzielen.
Zum Anbringen der Elektroden wurden beiderseits beschichtete Kleberinge verwendet. Zuvor trug man noch Kontaktpaste (Elektrocreme der Firma Hellinge) auf die Ableitfläche der Elektroden auf, um einen hohen Widerstand zwischen Haut und Elektrode zu vermeiden.
Beim richtigen Anbringen der Elektroden ergab sich auf dem Oszillographen des EMG-Gerätes eine Nullinie, vorausgesetzt, die Muskulatur war völlig entspannt.
Vor der Muskelanspannung schaltete man den Wägeindikator von Brutto- auf Netto-Operation, so daß das Meßergebnis nicht durch die Kettenvorspannung und das Kettengewicht verfälscht wurde.

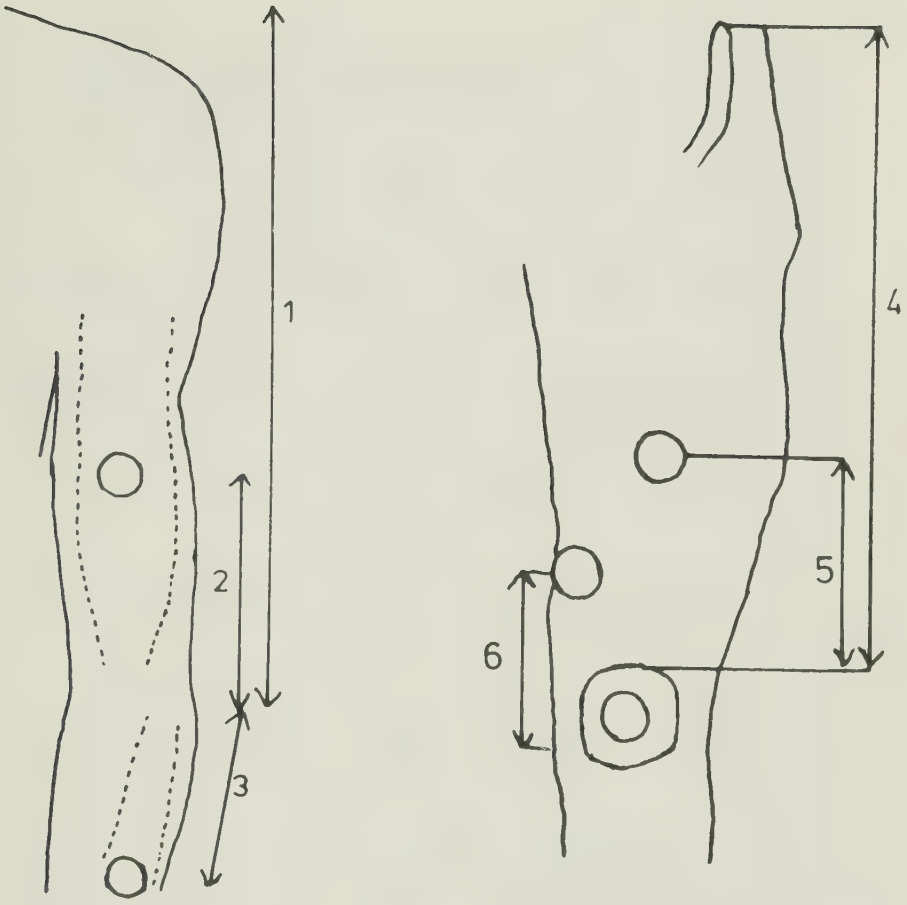


Abb. 3: Elektrodenlokalisation

1 Abstand Schulter - Ellenbeuge
2 1/3 der Strecke 4 von der Ellenbeuge nach proximal
3 1/3 der Strecke Ellenbeuge - processus styloideus radialis
4 Abstand spina iliaca anterior superior - Patella-oberrand
5 1/3 der Strecke 1 vom Patellaoberrand nach proximal
6 Abstand vom medialen Kniegelenksspalt zur differenten Elektrode des m. vastus medialis (7-8 cm)

## 2.5. Versuchsablauf

Der Zeitpunkt der Kraftmessungen wurde weitgehend für alle Probanden gleich gehalten, d.h. zwischen 15 und 18 Uhr konnten die Messungen durchgeführt werden. Die Raumtemperatur betrug immer 22° C, um eine optimale Umgebungstemperatur für eine sportliche Betätigung zu gewährleisten.
Vor Beginn des Versuchsablaufes wurde den Jungen, aber auch den anwesenden Eltern, der Kraftmeßstuhl, die Messung und der Ablauf der Kraftanspannungen erklärt, um so den Jungen die Angst vor dem Neuen in ungewohnter Umgebung zu nehmen.
Zum Aufwärmen sollten die Jungen eine leichte Auflockerungsgymnastik durchführen.
Bei allen untersuchten Jungen wurde nach dem folgenden Versuchsablaufplan vorgegangen:

1. Messung am linken Oberschenkel
   a 2,5 kg (24,5 N) über 5-10 Sekunden (Haltearbeit), anschließend 30 Sekunden Pause
   b 5,0 kg (49,1 N) s. o.
   c 7,5 kg (73,6 N) s. o.
   d Maximalkraft über 20 Sekunden, 3 Minuten Pause
   e Maximalkraft über 20 Sekunden

2. Messung am rechten Oberschenkel
   Submaximalkraft (50 % der Maximalkraft) über 60 Sekunden, Kraft möglichst konstant halten

3. Messung am rechten Arm
   a 2,0 kg (19,6 N) über 5-10 Sekunden, 30 Sekunden Pause
   b 4,0 kg (39,2 N) s. o.
   c 6,0 kg (58,9 N) s. o.
   d Maximalkraft über 20 Sekunden, 3 Minuten Pause
   e Maximalkraft über 20 Sekunden

4. Messung am linken Arm
   Submaximalkraft (50 % der Maximalkraft) über 60 Sekunden
   möglichst konstantes Halten

Da der Absolutwert der Submaximalkraft von dem Leistungsvermögen des einzelnen Probanden abhängig war, mußte sie von der absoluten Kraft des jeweiligen Probanden abgeleitet werden, so daß sich für alle Probanden eine gleiche submaximale Beanspruchung ergab. Als Kriterium wurde die erzielte Maximalkraft herangezogen und die Submaximalkraft als einen Wert von etwa 50 % der Maximalkraft angenommen.

Bei der Kraftmessung am Bein mußte der Proband während des Versuches die Arme frei herunterhängen lassen, da durch das Abstützen mit den Händen eine höhere Kraft erreicht worden wäre. Beim Erfassen der Armbeugekraft sollte der Proband aufrecht sitzen und sich nicht zur Gegenseite abbeugen (erhöhte Kraftwerte) und nicht seine Schulterkraft durch Hochziehen des Schultergürtels einsetzen. Das zuletzt angeführte Problem ließ sich nur durch eine exakte Fixierung mit den Schulterstützen verhindern, was bei der Größe der Jungen mit den oben angegebenen Hilfsmitteln nur bedingt möglich war.

Beim Halten der submaximalen Kraft konnte sich der Proband über die Digitalanzeige des Kraftisometers selbst kontrollieren. Der Versuchsleiter und der anwesende Elternteil beobachteten die Kraftanzeige ebenfalls und forderten den Jungen gegebenenfalls auf, etwas weniger oder etwas mehr Kraft aufzubringen. Trotzdem war es nicht einfach, die vorgegebene Submaximalkraft auch nur einigermaßen konstant zu halten.

Die kleinen Kraftwerte wie 24,5 (19,6) N, 49,1 (39,2) N, 73,6 (58,9) N mußten nur über wenige Sekunden konstant aufgebracht werden.

Beim Halten der Maximalkraft sollte der Proband von Anfang an vom Versuchsleiter und dem anwesenden Elternteil angefeuert werden, um die tatsächliche Maximalkraft bei größter Motivation zu erfassen. Es zeigte sich, daß Kinder für Anfeuerung und Begeisterung besonders empfänglich sind. Die emotionelle Unterstützung konnte mit Hilfe des EMG verstärkt werden, indem über einen Lautsprecher die erzielten elektrischen Potentiale als Töne wiedergegeben wurden.

## 2.6. Auswertung

### 2.6.1. Kraft

Die Berechnung der Kraft (N) erfolgte nach der Formel: Abstand zwischen Nullinie und Kraftkurve (mm) x 2,5 x 9,81. Der Zusammenhang ergab sich aus der Eichung der Kraftkurve, wonach ein Kurvenanstieg von 4 mm einem gehaltenen Gewicht von 10 kg bzw. einer Kraft von 98,1 N entsprach.

### 2.6.2. iEMG

Die iEMG-Werte mußten ebenfalls über eine Formel berechnet werden. Da in dem verwendeten Zweikanal-iEMG eine Vorverstärkung von 200 µV/Einheit vorgewählt wurde, bedeutete ein Ausschlag oder "Reset" 200 µV.

$$\text{iEMG } (\mu V) = \frac{\text{Anzahl der Ausschläge x 200 } \mu V}{\text{Zeitdauer}}$$

Die Zahl der Ausschläge ergab sich durch Addition aller Ausschläge (mm) innerhalb eines Zeitraumes und anschließender Division mit 21, da ein ganzer Ausschlag 21 mm betrug.

a) Auswertung des iEMG bei steigender Kraft

Zur Untersuchung der Streckkraft im Kniegelenk bzw. Beugekraft im Ellbogengelenk wurden die iEMG-Werte der Kraftanspannungen von 2,5 kg (24,5 N), 5,0 kg (49,1 N) 7,5 kg (73,6 N) und der Maximalkraft bzw. 2,0 kg (19,6 N) 4,0 kg (39,2 N) 6,0 kg (58,9 N) und der Maximalkraft herangezogen. Dabei wurde zur iEMG-Berechnung immer ein Zeitraum verwendet, in dem die Kraft möglichst konstant gehalten wurde. Dies traf für die erste und letzte Sekunde nicht zu, so daß diese Zeitpunkte zur Auswertung entfielen. Die Dauer dieses Intervalles sollte drei Sekunden betragen und konnte in der Regel auch gar nicht länger sein, da bei einer längeren Zeit Kraftschwankungen auftraten. Als ideal stellte sich der Zeitraum von der dritten bis sechsten Sekunde heraus (konstante Kraft, keine Ermüdung).

b) Auswertung des iEMG bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe und nach Belastung

Diese Messung erstreckte sich über 2 x zwanzig Sekunden mit dazwischenliegenden drei Minuten Pause und wurde nach einer anderen Modalität ausgewertet als die Messung des iEMG bei steigender Kraft. Die Berechnung des iEMG, der Kraft und des iEMG/F erfolgte nicht innerhalb eines flexiblen Intervalls (wie z. B. 2, 3 oder 4 Sekunden), sondern wurde für jede Sekunde vom Meßzeitpunkt O beginnend durchgeführt.

c) Auswertung des iEMG und des iEMG/Kraft beim Halten einer submaximalen Kraft für 60 Sekunden

Dieser dritte Versuchsteil war für die Jungen bzw. allgemein für die Probanden der anspruchsvollste. Die Schwierigkeit lag vor allem darin, die als submaximal vorgegebene Kraft möglichst konstant über den langen Zeitraum von 60 Sekunden zu halten. Sehr oft kamen Schwankungen der erzielten Kräfte vor, so daß eine Auswertung über kleine Intervalle (1 s, 2 s, ... 5 s) hinweg wenig sinnvoll gewesen wäre, da in diesem Fall das iEMG vor allem durch die momentane Kraft und nur sehr wenig von der Zeit und damit der Ermüdung abhängig gewesen wäre. Erst ein Intervall über 10 Sekunden führte zu brauchbaren Ergebnissen. Da sich das iEMG mit der Kraft veränderte, bildete man den Quotienten aus dem iEMG und der erzielten Kraft, um von der Kraft unabhängigere und damit besser vergleichbare Werte zu bekommen.

### 2.6.3. iEMG/F

Wie schon unter 2.6.2. erwähnt, war der Quotient aus iEMG und Kraft eine Größe, die den Zusammenhang zwischen der elektrischen Muskelaktivität und der physikalisch meßbaren Kraft veranschaulichte. Er war von besonderem Interesse, wenn das iEMG - während längeren Muskelanspannungen vor allem - von der Zeit abhängig war.

### 2.6.4. iEMG-Steigerungsraten

Die iEMG-Steigerungsraten beziehen sich jeweils auf den Referenzwert des iEMG der ersten Sekunde und vergleichen diesen Referenzwert mit dem maximalen iEMG.

## 2.7. Statistik

Um die Ergebnisse auf ihre statistische Signifikanz zu überprüfen, wurde neben Mittelwerten und Standardabweichungen der Wilcoxon-Test für zwei Stichproben und für Paardifferenzen verwendet.

# 3. ERGEBNISSE

## 3.1. Verhalten des iEMG bei steigender Kraft

In beiden Kollektiven stieg mit zunehmender Kraft die iEMG-Aktivität für alle untersuchten Muskelgruppen an. Zwischen der Arm- und Beinmuskulatur ergaben sich qualitativ und quantitativ unterschiedliche Verläufe in der iEMG-Kraft-Beziehung.
Für die beiden Beinmuskeln, den m.rectus femoris und den m.vastus medialis, wurde eine iEMG-Kraft-Beziehung gefunden, die sowohl mit einer Parabel als auch mit einer Exponentialfunktion Ähnlichkeit aufwies (Tabelle 2 und 3, Abbildung 4 und 5). Die iEMG-Werte des m.rectus femoris entsprechen bei den Kraftwerten unter 50 % der Maximalkraft denen des m.vastus medialis. Bei größeren Kräften und erst recht bei der Maximalkraft lagen die Werte des iEMG des m.rectus femoris deutlich über denen des m.vastus medialis.
Für die Armmuskeln m.biceps brachii und m.brachioradialis zeigte sich bei beiden Kollektiven eine annähernd lineare Beziehung zwischen iEMG und Kraft (Abb. 6 und 7, Tab. 2 und 3), die insbesondere für mittlere bzw. submaximale Kräfte (Bereich zwischen 24,5 N und 73,6 N) vorgefunden wurde. Die Kurven im darunter und darüber liegenden Bereich hatten eine größere Steigung. Der Unterschied zwischen dem m.biceps brachii und dem m.brachioradialis lag in den gemessenen Absolutwerten des iEMG. Die iEMG-Werte des m.bicps brachii betrugen das 2-3 fache des m.brachioradialis; die iEMG-Kraft-Kurve des m.biceps brachii hatte so die größere Steigung.
Diese für die Bein- und Armmuskulatur gefundenen Zusammenhänge ließen sich mit Hilfe von den iEMG-Kraft-Quotient-Kraft-Kurven noch deutlicher darstellen. Für die beiden Beinmuskeln ergaben sich mit der Kraft ansteigende Kurven (Abb. 8 und 9).

Für höhere Kraftwerte, d.h. von 49 N an, konnte man eine Kurve ausmachen, die nicht mehr ganz einer Geraden entsprach. Dieser Zusammenhang würde bedeuten, daß sich das iEMG in einem Bereich oberhalb von 49 N wie eine Exponentialfunktion der Kraft verhielt. Für die durchschnittlichen iEMG/F-Werte bei maximaler Kraftanspannung ergaben sich nach dem Wilcoxon-Test für Paardifferenzen die höchsten Punkte der Kurve ($p < 0,01$). Das iEMG-Kraft-Quotient-Kraft-Diagramm für die Armbeuger (Abb. 10 und 11) zeigte den schon im iEMG-Kraft-Schaubild erkannten Zusammenhang. Die lineare Beziehung zwischen iEMG und Kraft drückte sich in einer Parallelen zur Kraftachse aus, allerdings mit Abweichungen von zehn Prozent nach oben und unten. Die Parallelen verlaufen für den m.brachioradialis bei beiden Gruppen durch den gleichen Achsenabschnitt (4,08 µV/N) und für den m.biceps brachii durch einen beinahe gleichen Wert (Gruppe 1: 11,1 µV/N, Gruppe 2: 11,4 µV/N).

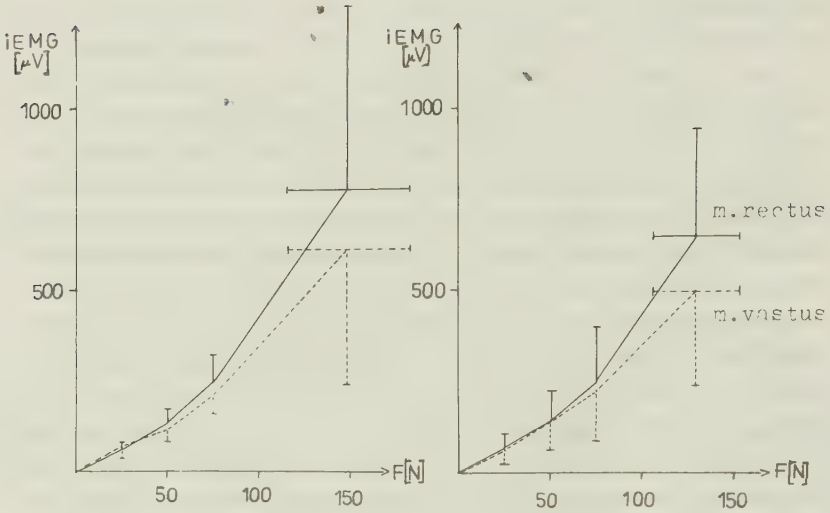


Abb. 4 und 5: iEMG bei steigender Kraft: Gruppe 1 links
Gruppe 2 rechts

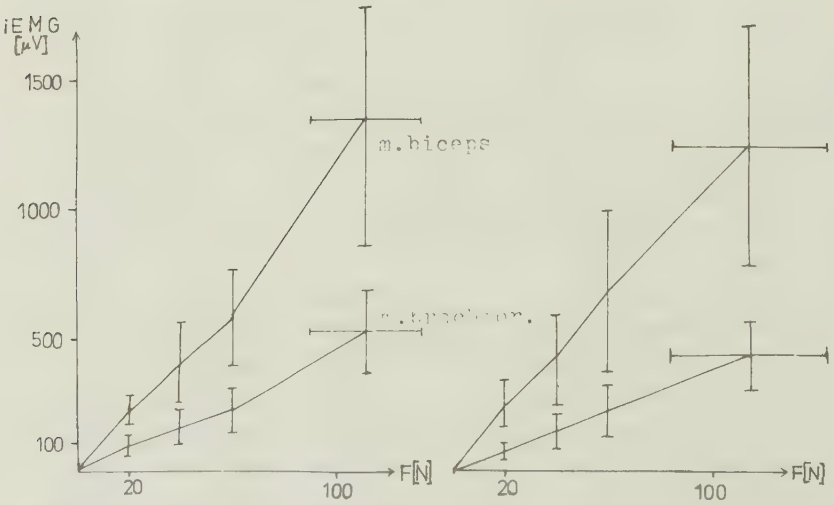


Abb. 6 und 7: iEMG bei steigender Kraft: Gruppe 1 links
Gruppe 2 rechts

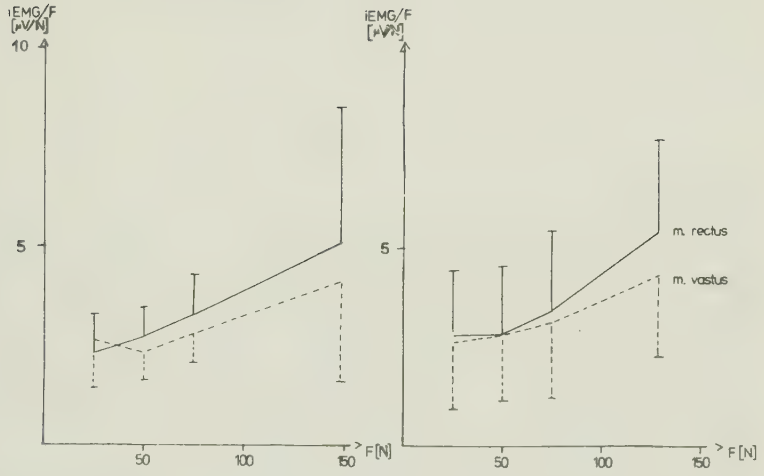


Abb. 8 und 9: Verhalten des iEMG/F bei steigender Beinkraft
Gruppe 1: links , Gruppe 2: rechts

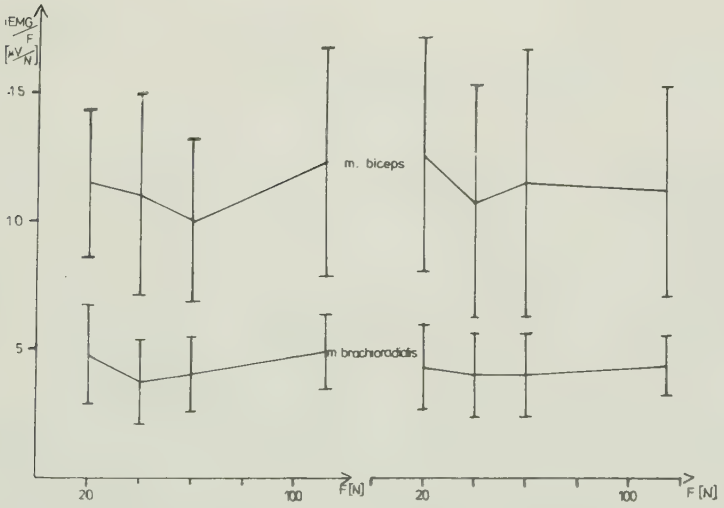


Abb. 10 und 11: Verhalten des iEMG/F bei steigender Armkraft; Gruppe 1: links , Gruppe 2: rechts

## 3.2. iEMG bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe und nach vorheriger Belastung

### 3.2.1. Verlauf der iEMG und Kraftkurve

Beinmuskulatur

Bei der ersten maximalen Anspannung des m.quadriceps zeigte die durchschnittliche Kraft für die Gruppe 1 (Abb. 12) einen zweigipfligen Verlauf, mit dem ersten Gipfel in der 3. und 4. Sekunde von 139 N $\pm$ 26,3 N und dem zweiten von 137 N $\pm$ 38,9 N in der 10. und 11. Sekunde. Anschließend fiel die Kraft auf unter 123 N $\pm$ 33 N ab. Das iEMG des m.rectus femoris und des m.vastus medialis verhielt sich ähnlich nur mit dem Unterschied, daß beim zweiten Gipfel höhere Werte erzielt wurden. Von den Referenzwerten nach einer Sekunde ausgehend erhöhte sich das iEMG des rectus und des vastus um über 60 %, während die Kraft nur um 11 % anstieg. Der Verlauf des iEMG/F entsprach im großen und ganzen dem des iEMG. Im Gegensatz zur Kraftanspannung aus Ruhe kam es nach vorausgegangener Belastung (Abb. 13) nicht zu einer zweigipfligen Kurve, sondern zu einem einzelnen Maximum mit dem höchsten Wert in der 3. und 4. Sekunde (145 N $\pm$ 33,1 N). Anschließend blieb die Kraft auf einem Niveau von etwa 135 N $\pm$ 36 N und fiel von der 12. Sekunde bis auf den Wert der ersten Sekunde ab. Das iEMG des rectus und des vastus stieg um nicht ganz 50 % an. Die Gipfelwerte lagen wie bei der Kraftanspannung aus Ruhe in der 11. und 12. Sekunde. Der iEMG-Abfall war bei der zweiten Belastung weniger ausgeprägt, das iEMG lag noch weit über Ausgangsniveau. Für die iEMG/F-Werte ergab sich ein analoges Verhalten.

Im Vergleich zur Gruppe 1 zeigte sich bei der Gruppe 2 im Grundsätzlichen kein Unterschied (Abb. 14 und 15). Bei der Kraftanspannung aus Ruhe wurden die Kraftmaxima während der 3. und 9. Sekunde in einem Bereich zwischen 113 N - 118 N $\pm$ 26,3 erreicht. Das iEMG stieg bis zu seinem höchsten Wert um nahezu 50 %.

Bei der Kraftanspannung nach vorheriger Belastung (Abb. 15) zeigte sich wie bei Kollektiv 1 ein früher einzelner Kraftgipfel (133 N ± 31,6 N) in der 4. Sekunde, dem ein allmählicher Rückgang der Kraft auf 115 N ± 22 N folgte. Das iEMG-Maximum des rectus wich bei der zweiten Anspannung von dem des vastus ab. Der um 50 % über dem iEMG der ersten Sekunde liegende Gipfel des rectus von 700 µV lag in der 9. Sekunde; das ebenfalls um 50 % gestiegene iEMG-Maximum des vastus wurde dagegen erst in der 16. Sekunde erreicht. Das iEMG und das iEMG/F fiel anschließend bis auf Werte, die mehr als 20 % über dem Ausgangsniveau lagen, obwohl die Kraft auf den Wert der ersten Sekunde zurückging.
Der Vergleich der maximalen iEMG-Werte vor und nach Belastung erbrachte für die Gruppe 1 höhere Potentiale als für die Gruppe 2. Bei den iEMG/F-Werten war es umgekehrt. Hierfür ergab sich keine statistische Signifikanz.

Armmuskulatur

Wie schon bei den Beinmuskeln zeigte sich bei der Gruppe 1 (Abb. 16 und 17) ein zweigipfliges Kraftmaximum innerhalb der ersten Hälfte der untersuchten 20 Sekunden. Das zweite Maximum (101 N ± 20,5 N), das in der 9. Sekunde erreicht wurde, lag dabei über dem des ersten Maximums (98 N ± 14,5 N). In den zweiten 10 Sekunden erfolgte ein kontinuierlicher Kraftabfall bis auf 78 N ± 22,4 N (20 %). Das iEMG erreichte sowohl für den m.biceps als auch für den m.brachioradialis ein Maximum, das mit dem zweiten Kraftgipfel zusammenfiel. Das iEMG des biceps stieg von der ersten Sekunde bis zum Maximum um 40 %, das des brachioradialis um 25 %.
Bei der Kraftanspannung nach vorausgegangener Belastung wurde wie bei den Beinmuskeln lediglich ein einzelnes Maximum für die Kraft in der 3. Sekunde (98 N ± 23,8 N) festgestellt. Der sich anschließende Abfall der Kraft über weitere 7 Sekunden war wesentlich flacher als der in den letzten 10 Sekunden. Das iEMG-Maximum des biceps erfolgte erst in der 13. Sekunde.

Der iEMG/F-Quotient blieb nahezu auf dem mit dem Gipfel erreichten Niveau. Das iEMG und der Quotient des m.brachioradialis stieg und fiel sehr viel weniger als die entsprechenden Größen des m.biceps. Das iEMG-Maximum lag in der 10. Sekunde, das des iEMG/F allerdings wie beim m.biceps in der 13. Sekunde.
Die Gruppe 2 zeigte bei der Anspannung aus Ruhe (Abb. 18) zwar kein zweigipfliges Maximum, wohl aber einen späten Spitzenwert in der 9. Sekunde (104 N $\pm$ 27,2 N) innerhalb eines "Plateaus". Das iEMG erreichte seinen höchsten Wert dagegen erst in der 11. Sekunde, nach einem 40 %igen Anstieg für den m.biceps und einem 30 %igen für den m.brachioradialis. Bei der Kraftanspannung nach Belastung (Abb. 19) fand man ein nicht hervorstechendes Maximum (102 N $\pm$ 27,2 N) in der 5. Sekunde. Die Kraft blieb bis zur 15. Sekunde über 98 N und damit auf einem relativ hohen Niveau. Das iEMG des m.biceps lag mit seinem höchsten Wert (1300 µV) in der 8. Sekunde um über 30 % oberhalb des iEMG der ersten Sekunde.

### 3.2.2. Das iEMG

Bei maximaler Muskelanspannung lautete die Reihenfolge der Absolutwerte des iEMG: m.biceps brachii (1200 µV), m. rectus femoris (500 µV), m.vastus medialis (400 µV) und m.brachioradialis (400 µV). Die in Klammern angegebenen Spannungen je Sekunde sind Durchschnittswerte, die das Verhältnis der Spannungen zwischen den einzelnen Muskeln wiedergeben können, die von Proband zu Proband aber stark variieren.
Das durchschnittliche iEMG ($\bar{x}$ von 0-20 sec) der Gruppe 1 lag bei allen vier untersuchten Muskeln über dem der Gruppe 2, dagegen war der Quotient aus iEMG und Kraft bei der Gruppe 2 höher als in der Gruppe 1 (Tab. 4 und 5). Die iEMG-Werte bei der maximalen Kraftanspannung aus Ruhe übertrafen bei der Gruppe 1 statistisch signifikant (Ausnahme m.rectus femoris) das iEMG nach Belastung. Im Gegensatz dazu lagen bei der Gruppe 2 die Werte des iEMG nach Belastung gesichert über dem iEMG bei der Anspannung aus Ruhe, $p < 0,05$.

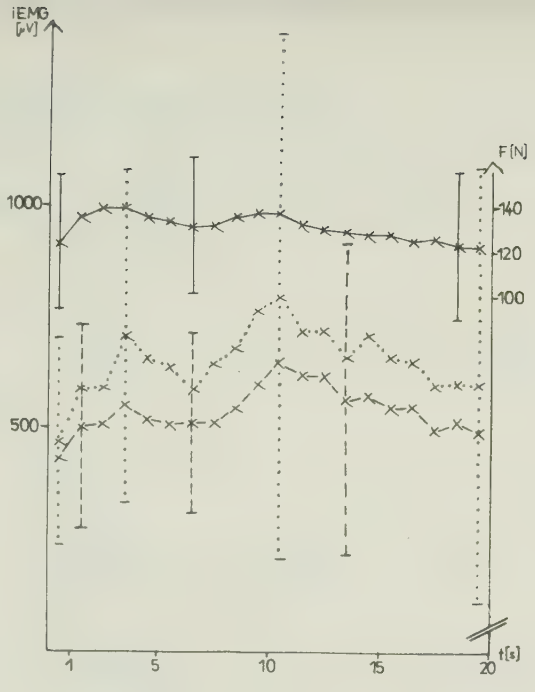


Abb. 12

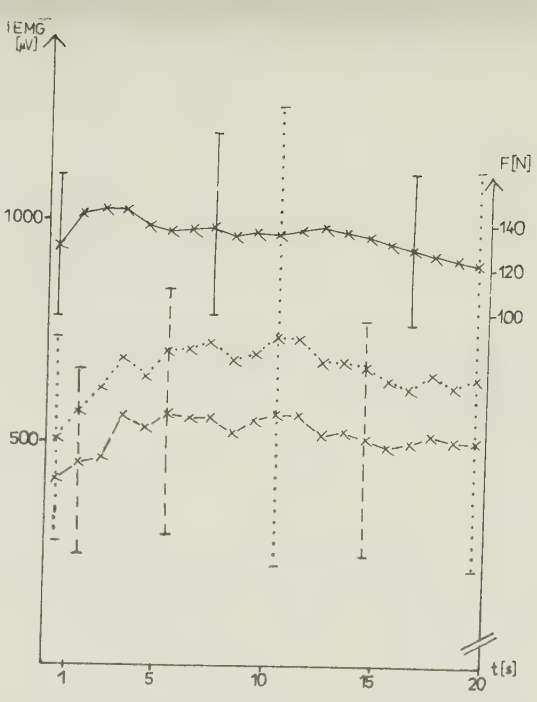


Abb. 13

Abb. 12: iEMG des m.rectus femoris und m.vastus medialis und Kraft bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe, Gruppe 1

Abb. 13: Maximale Kraftanspannung nach Belastung

Kraft ×—× m.rectus femoris ×···× m.vastus medialis ×- - -×

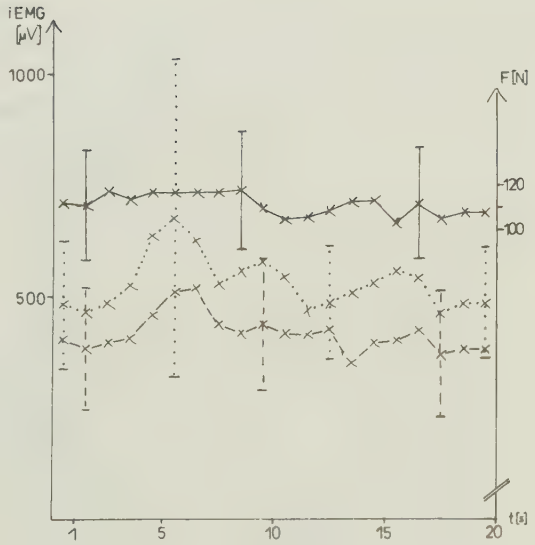


Abb. 14

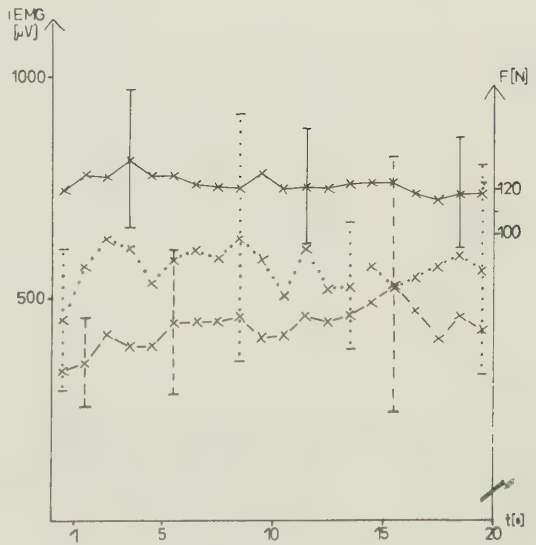


Abb. 15

Abb. 14: iEMG des m.rectus femoris und m.vastus medialis und Kraft bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe, Gruppe 2

Abb. 15: Maximale Kraftanspannung nach Belastung

Kraft ×—× m.rectus femoris ×····× m.vastus medialis ×– – –×

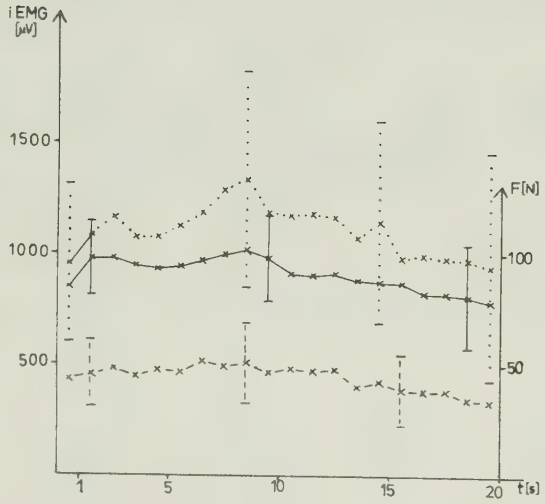


Abb. 16

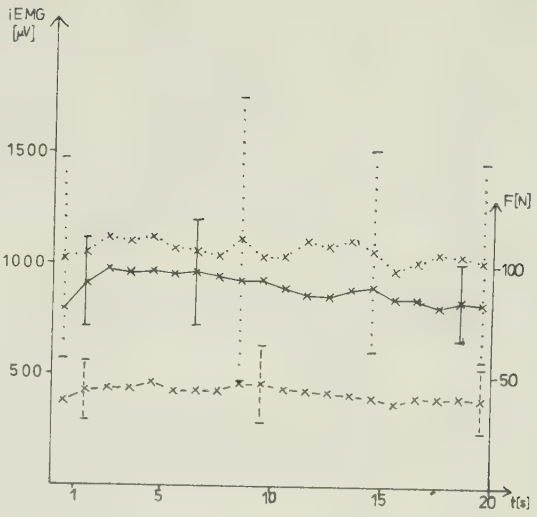


Abb. 17

Abb. 16: iEMG des m.biceps brachii und m.brachioradialis und Kraft bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe, Gruppe 1

Abb. 17: Maximale Kraftanspannung nach Belastung

Kraft m.biceps brachii m.brachioradialis

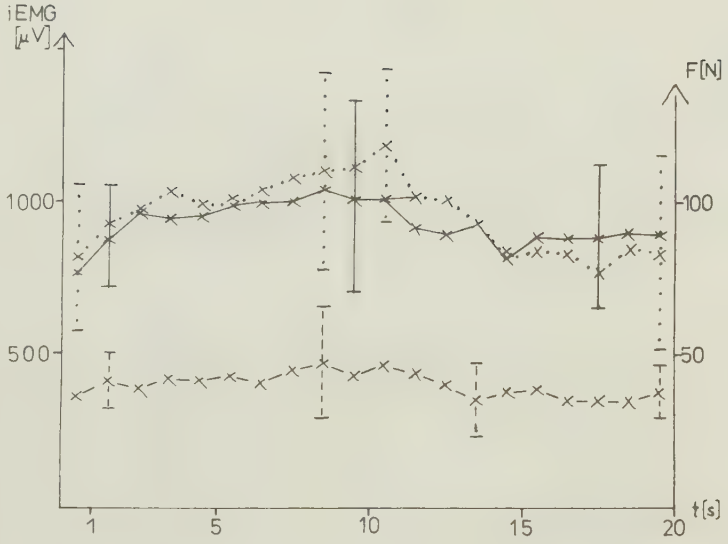


Abb. 18

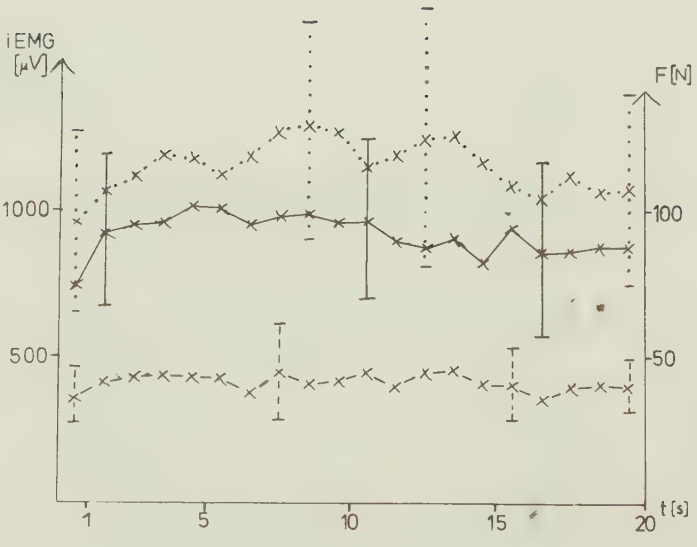


Abb. 19

Abb. 18: iEMG des m.biceps brachii und m.brachioradialis und Kraft bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe, Gruppe 2

Abb. 19: Maximale Kraftanspannung nach Belastung

Kraft ×—× m.biceps brachii ×· · ·× m.brachioradialis ×- - -×

### 3.2.3. Steigerungsraten des iEMG und des iEMG/Kraft

Tab. 6: Durchschnittliche iEMG-Steigerungsraten in Prozent (Vergleich des iEMG der ersten Sekunde mit dem iEMG bei maximaler Kraft)

F1: Kraftanspannung aus Ruhe, F2: Kraftanspannung nach Belastung, G1: Gruppe 1, G2: Gruppe 2

| | F1/G1 | F1/G2 | F2/G1 | F2/G2 |
|---|---|---|---|---|
| m. rectus femoris | 77 | 35 | 49 | 35 |
| m. vastus medialis | 62 | 38 | 38 | 37 |
| m. biceps brachii | 41 | 47 | 32 | 36 |
| m. brachioradialis | 30 | 32 | 42 | 30 |

Durchschnittliche iEMG/F-Steigerungsraten

| | F1/G1 | F1/G2 | F2/G1 | F2/G2 |
|---|---|---|---|---|
| m. rectus femoris | 42 | 22 | 27 | 21 |
| m. vastus medialis | 31 | 17 | 19 | 19 |
| m. biceps brachii | 22 | 16 | 11 | 13 |
| m. brachioradialis | 10 | 12 | 11 | 12 |

Bei beiden Gruppen waren die iEMG-Steigerungen beim m. rectus femoris im Vergleich zum m. vastus medialis in etwa gleich groß oder minimal größer. Für den m. biceps brachii waren die Steigerungsraten etwas ausgeprägter als für den m. brachoradialis. Während die Gruppe 1 bei der Kraftanspannung aus Ruhe deutlich höhere Anstiege des iEMG hatte als bei der Kraftanspannung nach Belastung (Ausnahme m. brachioradialis), konnten für den Anstieg des iEMG der Gruppe 2 nach Belastung ungefähr die gleichen prozentualen Steigerungsraten errechnet werden. Das iEMG stimmte mit dem iEMG/F überein. Dabei waren die Kraftanstiege bei den Kraftanspannungen vor und nach Belastung gleich.

Das iEMG und noch mehr das iEMG/F stieg bei den beiden Beinmuskeln stärker als bei den beiden Armmuskeln an.

Ein geringer iEMG/F-Anstieg war besonders für die Armmuskeln bei der Kraftanspannung nach Ermüdung deutlich und äußerte sich in prozentual gleichen Steigerungen wie bei den Kraftwerten (10 - 30 %).

### 3.2.4. Die Kraft

Die Beinkraft der Probanden war nach vorausgegangener Belastung signifikant größer als bei Kraftanspannung aus Ruhe ($\alpha \leq 0{,}05$). Die durchschnittliche, über 20 Sekunden erbrachte Kraft lag bei der Gruppe 1 für die Kraftanspannung nach Belastung um 10 N (8 %) über der Kraft bei der Kraftanspannung aus Ruhe, bei der Gruppe 2 um 5 N (4 %) (Abb. 20 und 21, Tab. 7). Ein Vergleich der Absolutwerte der beiden Gruppen zeigte eine etwa 15 N größere Kraft für die Gruppe 1 (12 %); bei der Muskelanspannung aus Ruhe lag bei der Gruppe 2 der maximal erreichte Kraftwert um etwa 15 % unter dem der Gruppe 1. Bei der Kraftanspannung nach Belastung war die Differenz zwischen Gruppe 1 und 2 deutlich kleiner. Die Gruppe 1 erreichte bei der Kraftanspannung aus Ruhe eine um 10,4 % höhere Maximalkraft als die Gruppe 2 und nach Belastung eine um 6,4 % höhere Kraft. In Relation zum Körpergewicht, d.h. erbrachte Kraft in Bezug auf das Körpergewicht, lag die Kraft bei der Gruppe 1 mit 22,8 % und 17,2 % noch deutlicher über der Kraft der Gruppe 2.
Die Gruppe 1 erreichte bei der Kraftanspannung der Armbeuger aus Ruhe und nach Belastung eine annähernd gleiche Kraft (Abb. 22 und 23). Bei der Gruppe 2 verhielt es sich analog. Wie bei der Beinkraft zeigte sich die Gruppe 1 auch in der Armbeugekraft der Gruppe 2 überlegen. Bezüglich der absoluten Kraftwerte fand man für die Gruppe 1 eine um 2-3 % grössere Kraft (statistisch nicht signifikant), dagegen lag die Kraft in Relation zum Körpergewicht bei der Gruppe 1 mit 13 % und 12,3 % über der Kraft der Gruppe 2.

Tab. 8: Absolute Maximalkräfte in N: $\bar{x}$ und s
G1: Gruppe 1, G2: Gruppe 2, F1: Muskelanspannung aus Ruhe,
F2: Muskelanspannung nach Belastung

| | | G1/F1 | G1/F2 | G2/F1 | G2/F2 | F1: $\frac{G1}{G2}100$ % | F2: $\frac{G1}{G2}100$ % |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Beine | x | 155,8 | 163,1 | 140,1 | 153,3 | 10,4(22,8) | 6,4(17,2) |
| | s | 5,92 | 6,19 | 4,82 | 5,28 | | |
| Arme | x | 119,4 | 119,8 | 116,5 | 117,7 | 2,6(13,0) | 1,9(12,3) |
| | s | 4,53 | 4,35 | 4,01 | 4,5 | | |

Sowohl die Gruppe 1 als auch die Gruppe 2 zeigte für die Armkraft eine größere Kraftzunahme in Bezug zur Kraft in der ersten Sekunde als für die Beinkraft. Die Unterschiede zwischen der Kraftanspannung aus Ruhe und nach Belastung waren nur gering. Während die Steigerungsraten für die Beinkraft bei beiden Gruppen gleich waren, lag bei der Armbeugung die Kraftzunahme der Gruppe 2 um durchschnittlich 30 % über der Zunahme bei der Gruppe 1.

Tab. 9: Kraftzunahme in % (Vergleich des Kraftwertes der 1. Sekunde mit dem Kraftmaximum):

| | F1/G1 | Fs/G1 | F1/G2 | F2/G2 |
|---|---|---|---|---|
| Beinkraft | 27 | 28 | 26 | 29 |
| Armkraft | 40 | 44 | 52 | 59 |

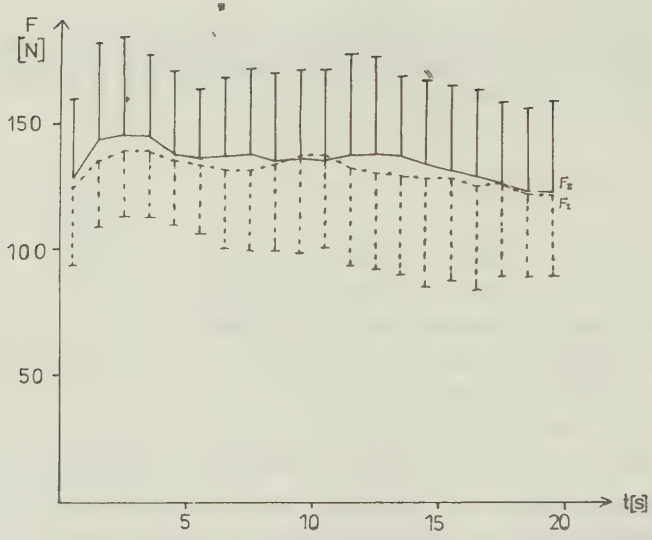


Abb. 20: Beinkraft der Gruppe 1 bei maximaler Muskelanspannung vor und nach Belastung

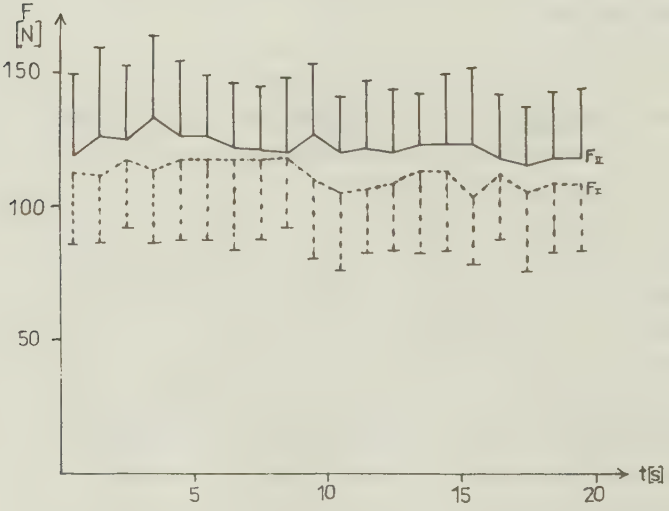


Abb. 21: Beinkraft der Gruppe 2 bei maximaler Muskelanspannung vor und nach Belastung

$F_I$: Kraftanspannung aus Ruhe $F_{II}$: Kraftanspannung nach Belastun

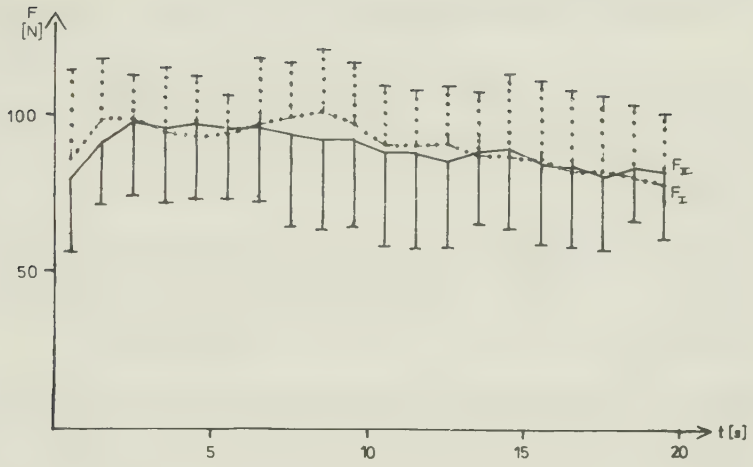


Abb. 22: Maximale Armkraft der Gruppe 1 aus Ruhe und nach Belastung

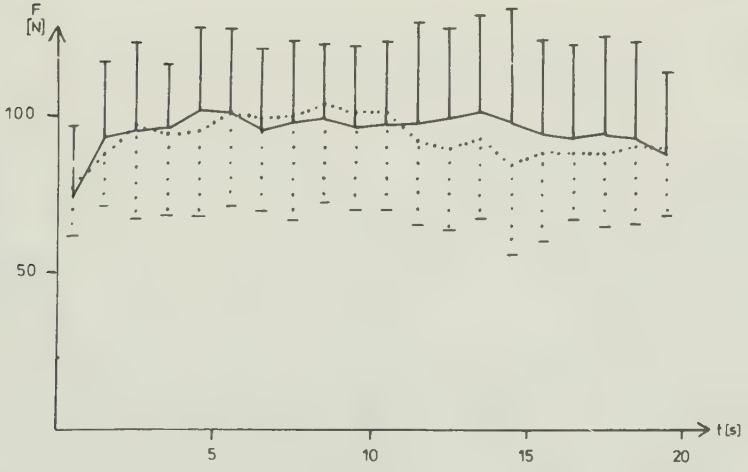


Abb. 23: Maximale Armkraft der Gruppe 2 aus Ruhe und nach Belastung

### 3.2.5. Typische Gemeinsamkeiten der untersuchten Muskelgruppen

1. Bei der Kraftanspannung aus Ruhe wurde ein Kraftmaximum früh erreicht (2. bis 3. Sekunde) und lang gehalten (bis zur 10. Sekunde, eventuell mit einem zweiten höheren Gipfel).

2. Bei der Kraftanspannung nach vorausgegangener Belastung fand man ein einzelnes Maximum, das schon sehr früh auftrat (3., 4. oder 5. Sekunde). Es wurde nur kurz gehalten, und die Kraft sank bei kleineren Anstiegen ab.

3. Der Peak für das iEMG und den iEMG/F-Quotienten folgte dem Kraftmaximum erst nach einigen Sekunden. Der Zeitpunkt lag meist um die 10. Sekunde (genauere Analyse in Tab. 8).

4. Der iEMG-Anstieg zum Peak war prozentual mit 40 - 60 % sehr viel größer als der Kraftanstieg (10 - 30 %); ebenso verhielt es sich bei der Abnahme des iEMG (siehe auch Tab. 6 und 7).

### 3.2.6. Zeitlicher Zusammenhang zwischen maximalem iEMG und maximaler Kraft

Es wurde bereits festgestellt, daß der iEMG-Gipfel mit einer zeitlichen Verzögerung von mehreren Sekunden dem Kraft-Gipfel folgte. Auf diese Tatsache geht die Tab. 10 genauer ein. Tatsächlich lag beim m. rectus femoris und beim m. vastus medialis der iEMG-Gipfel ($10{,}75s \leq t \leq 12{,}385$) durchschnittlich etwa fünf Sekunden nach dem Kraft-Peak ($5{,}83s \leq t \leq 6{,}75s$). Bei der Kraftanspannung nach vorausgegangener Maximal-Belastung traten die maximalen Werte für iEMG und Kraft erst später auf. Zwischen Gruppe 1 und 2 gab es dabei keine Unterschiede. Die beiden Armmuskeln erbrachten ein ähnliches Ergebnis: das iEMG-Maximum ($9{,}17s \leq t < 11{,}86s$) folgte dem Kraftmaximum ($6{,}35s \leq t \leq 8{,}57s$) drei Sekunden später. Die beiden Gruppen stimmten auch in dieser Hinsicht überein. Zum Zeitpunkt des maximalen iEMG war die Kraft also nicht unbedingt maximal, sondern sie hatte um durchschnittlich 8 - 15 % abgenommen.

Während die Kraft nahezu ausschließlich innerhalb der ersten 10 Sekunden maximal entwickelt wurde, hatte das iEMG sehr oft sein Maximum in den zweiten 10 Sekunden.
Von dieser Regel gab es die nachfolgenden Ausnahmen bzw. Abweichungen. Bei einem Drittel der Fälle fielen die Zeitpunkte der Maxima für das iEMG und der maximalen Kraft zusammen. Dieses Phänomen war sowohl für die Arm- und Beinmuskeln als auch für die Kraftanspannung aus Ruhe und nach Belastung zu beobachten. Weiterhin trat in zwei von 80 Kraftmessungen das Kraftmaximum nach dem iEMG-Maximum auf.

### 3.3. iEMG und iEMG/Kraft beim Halten einer submaximalen Kraft für 60 Sekunden

Bei der 60 Sekunden andauernden Kontraktion zeigte sich eine stetige Zunahme des iEMG/F-Quotienten mit der Belastungsdauer (Tab. 11, Abb. 24 - 27). Dabei handelte es sich um ein Phänomen, das bei allen vier untersuchten Muskeln und bei beiden Gruppen festzustellen war. Eine mehr oder weniger lineare Zunahme traf wohl am ehesten zu. Teilweise zeichnete sich auch eine Exponentialfunktion im Sinne einer "Ermüdungstrompete" wie in den Abb. 25, 26 und 27 ab (m.biceps brachii und m. brachioradialis). Der iEMG/F-Quotient stieg für den m.vastus medialis wesentlich stärker an als für den m.rectus femoris (besonders bei Gruppe 1 - Abb. 24). Die Steigerungsraten für den m.biceps brachii und den m.brachioradialis waren dagegen weitgehend kongruent. Der Vergleich zwischen den untersuchten Arm- und Beinmuskeln führte zu dem Ergebnis, daß der iEMG/F-Quotient bei den beiden Beinmuskeln stärker anstieg als bei den Armmuskeln. Der Gruppenvergleich der Absolutwerte des iEMG/F-Quotienten ergab für die Gruppe 2 geringfügig niedrigere Werte. Ebenfalls zeigten sich niedrigere prozentuale Anstiege vom ersten bis zum letzten 10-Sekunden-Intervall bei der Gruppe 2. Dabei sank die Submaximalkraft bei der Gruppe 2 häufiger ab als bei der Gruppe 1.

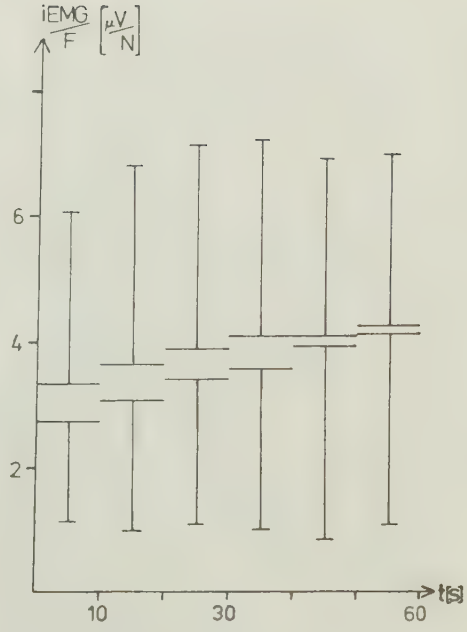


Abb. 24

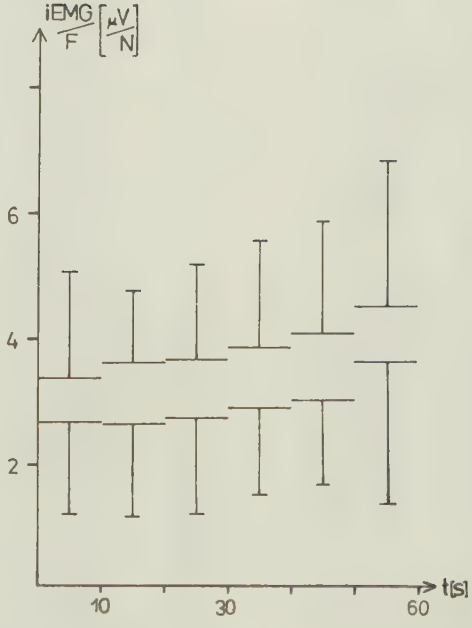


Abb. 25

Abb. 24: iEMG/F der Beinmuskeln der Gruppe 1 über 60 sec bei submaximaler Belastung
Abb. 25: iEMG/F der Beinmuskeln der Gruppe 2 über 60 sec bei submaximaler Belastung

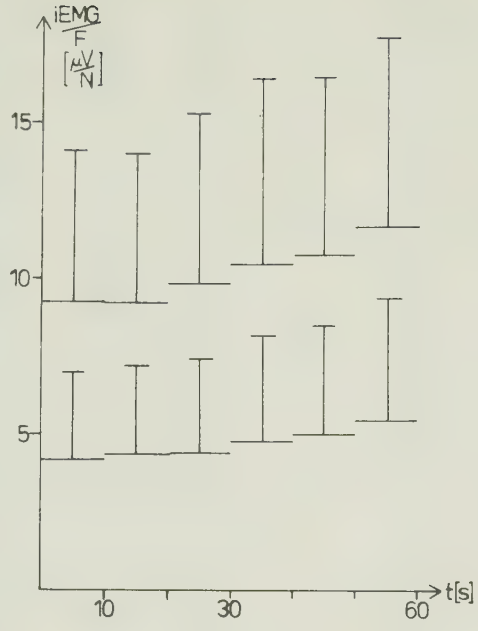


Abb. 26

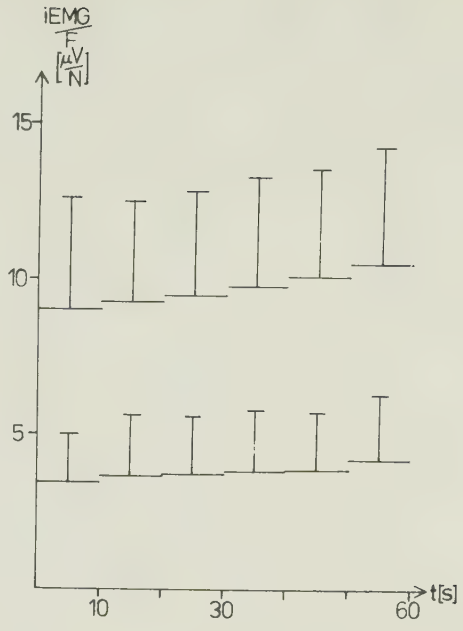


Abb. 27

Abb. 26: iEMG/F der Armmuskeln der Gruppe 1 über 60 sec bei submaximaler Belastung
Abb. 27: iEMG/F der Armmuskeln der Gruppe 2 über 60 sec bei submaximaler Belastung

# 4. DISKUSSION

## 4.1. Probanden

Die Untersuchung sah primär Kraftanalysen bei im Turnen talentierten Kindern (Gruppe 1) vor. Um Effekte zu verdeutlichen, wurde ein Kontrollkollektiv Gleichaltriger zur Teilnahme am Projekt aufgefordert. Dabei mußte mit einer Selektion gerechnet werden, da einerseits generell sportlich motivierte Kinder und andererseits an einer sportmedizinischen Vorsorgeuntersuchung interessierte Eltern die Zusammensetzung des Kollektivs bestimmten. Weiterhin wies die Gruppe 2 bei gleicher Körpergröße ein um 10,3 % höheres Körpergewicht als die Gruppe 1 auf, was durch deren geringere körperliche Aktivität erklärt werden könnte. Im Rahmen unserer Untersuchungen an Teilen der Strecker der Beinmuskulatur ist es denkbar, daß durch die höheren Lastanteile und dem damit verbundenen ständigen Kraftreiz Unterschiede zu den sogenannten Talentierten der Gruppe 1 weniger deutlich werden könnten. Es zeigte sich aber, daß diese Überlegungen von untergeordneter Bedeutung waren. Wir konnten also davon ausgehen, ein turntalentiertes Kollektiv mit einem altersgemäßen Kollektiv verglichen zu haben

## 4.2. Methode

Als Untersuchungsmethoden wurden der Hettinger-Kraftmeßstuhl und die Oberflächenelektrographie angewandt. Das mit Oberflächenelektroden abgeleitete EMG und die physikalisch gemessene Kraft, werden durch viele Faktoren beeinflußt. (1, 3, 10, 12, 23, 28, 29, 33, 34 ); im wesentlichen hängen sie ab von:

1. Abstand zwischen dem zu untersuchenden Muskel und der auf der Haut befindlichen Elektrode
2. Gestalt, Größe und Länge des Muskels

3. Anzahl der aktivierten motorischen Einheiten pro Muskel und Art der Muskelfasertypen
4. Ermüdungs- bzw. Erholungsgrad der Muskulatur
5. Konsistenz und Art des zwischen Muskel und Elektrode befindlichen Gewebes
6. Art und Größe der Elektroden, sowie deren Lokalisation und Abstand untereinander
7. Arbeitswinkel
8. Motivation

Die Meßgenauigkeit des Zweikanal-iEMG der Firma Tönnes wird mit 1,11 % angegeben. Da aber das EMG von so vielen physiologischen und meßtechnischen Parametern abhängt, ist die Wahrscheinlichkeit einer relativ geringen Reliabilität bei entsprechend großen Streuungen hoch. Selbst eine standardisierte Meßtechnik, wie wir sie mit definierter Elektrodengröße und Elektrodenlokalisation sowie der standardisierten Sitzposition mit exakten Winkelstellungen herzustellen versuchten, reicht nicht aus, um erheblich hohe Standardabweichungen zu vermeiden. So wurden von Laurig intraindividuelle Streuungen mit einem Reliabilitätskoeffizienten von r=1,0 bis r=0,69 gemessen (18). Er schlug deshalb eine Relativierung und Normierung der iEMG-Werte vor, um eine aussagekräftige Methode mit höherer Reliabilität zu erhalten. Von uns wurde dies mit der Bildung des Quotienten aus iEMG und Kraft versucht.

## 4.3. Ergebnisse

Vor der Diskussion der Ergebnisse sollte kurz auf die Muskelphysiologie eingegangen werden. Die Kontraktionskraft eines Muskels wird durch drei verschiedene Mechanismen reguliert (9, 13, 27):

1. Die Abstufung der Zahl der in Aktion befindlichen motorischen Einheiten bestimmt die Intensität der Kontraktion. Mit der Zunahme von eingesetzten motorischen Einheiten nimmt der aktive Querschnitt und damit die entwickelte Kraft zu.
2. Die Variation der Aktionspotentialfrequenz ist eine weitere Möglichkeit, die Muskelspannung zu beeinflussen. Mit steigender Frequenz wird der Summationseffekt stärker, und die Verkürzung erfolgt stärker und rascher.
3. Das Maß der Synchronisierung der eingesetzten motorischen Einheiten beeinflußt ebenfalls die Kontraktionsstärke. So werden die motorischen Einheiten bei langsamen Bewegungen, die durch eine niedrige Aktionspotentialfrequenz ausgelöst werden, nicht synchron kontrahiert.

Keine vollkommene Klarheit besteht über den Anteil bzw. die physiologische Wertigkeit der diskutierten Mechanismen zur Erhöhung der Kontraktionsstärke. Person (30) hat das Rekruitment zusätzlicher motorischer Fasern für den wesentlichen Mechanismus zur Krafterhöhung angesehen. Bei langandauernder Kraftbeanspruchung ist davon auszugehen, daß bei energetisch bedingtem Ausfall einzelner motorischer Einheiten zur Kompensation zusätzliche im Wirkungsgrad weniger effiziente Einheiten aktiviert werden und mit einer iEMG-Steigerung zu rechnen ist. Dies kann als Erklärung für die "Ermüdungstrompete" des iEMG trotz Kraftabnahme gelten.

### 4.3.1. iEMG bei steigender Kraft

Die Untersuchungen der vergangenen Jahre, die den Zusammenhang zwischen dem iEMG und der physikalisch meßbaren Kraft bei Erwachsenen zu ergründen beabsichtigten, haben teilweise sehr unterschiedliche Zusammenhänge und Ergebnisse erbracht.

So stellten mehrere Untersucher (8, 18, 21, 24, 30, 31) beim nicht ermüdeten m. biceps brachii bzw. m. triceps surae einen nahezu linearen Bezug zwischen isometrischer Muskelkraft und integrierter EMG-Aktivität fest. Laurig (18) und Bouisset et Goubel (1) konnten die gleiche Beziehung - zumindest in weiten Grenzen - ebenfalls bei dynamischer Arbeit verifizieren. Lippold (21) und Lemmen (19, 20) fanden die Linearität beim m. triceps surae. Laurig (18) und Maton (24) entdeckten später auch eine quadratische Beziehung. Überhaupt wurden nicht lineare Zusammenhänge sehr viel häufiger als lineare Abhängigkeiten herausgefunden (15). Entsprechende Untersuchungen an Kindern wurden unseres Wissens bisher nicht durchgeführt. Unsere Ergebnisse an 8 - 9 jährigen Kindern zeigten, in beiden Gruppen qualitativ übereinstimmend, in Abhängigkeit von der untersuchten Muskelgruppe sowohl lineare Zusammenhänge als auch progressiv ansteigende Beziehungen zwischen dem iEMG und der erbrachten Kraft. Wie bei Erwachsenen (8, 18, 21) bestand eine beinahe lineare Beziehung zwischen dem iEMG des m. biceps brachii und der in Armbeugehaltung erbrachten Kraft. Bei sehr geringen (weniger als 25 N) und sehr (im Bereich der Maximalkraft) großen Kräften kam es allerdings zu einer Abweichung von der Linearität. Für den m. brachioradialis, der in der Armbeugehaltung eine unbedeutendere Rolle spielt als der m. biceps brachii, konnte ein analoges Verhalten nachgewiesen werden. Der lineare Zusammenhang verifizierte sich im iEMG-Kraft-Koordinatensystem als eine Ursprungsgerade. Für die höchsten Kraftwerte besaß die Kurve eine größere Steigung. Die iEMG/Kraft-Kraft-Kurve der beiden Armbeuger präsentierte sich in Form einer Parallelen zur Kraftachse. Interessanterweise verliefen bei beiden Gruppen die Parallelen für den m. biceps brachii wie für den m. brachioradialis im gleichen Abstand zur Kraftachse. Diese Abstände, die den Steigungen der Geraden im iEMG-Kraft-Diagramm entsprechen, waren jedoch von Proband zu Proband verschieden, so daß es sich um muskelspezifische, jedem Muskel eigentümliche Werte handeln dürfte.

Die überproportionierte Zunahme der bioelektrischen Aktivität bei Kraftspitzen, also bei hohen Kräften, hat möglicherweise mehrere Ursachen. Erstens ist es denkbar, daß die mit der Belastung zunehmende unwillkürliche Mitinnervation antagonistischer Muskeln zu einer Erhöhung der von den Agonisten erbrachten Aktivität und damit zu einem zusätzlichen Anstieg des iEMG führt (36). Zweitens steigt mit der Belastungshöhe die Zahl synchron arbeitender motorischer Einheiten und damit die resultierende Summenspannung im integrierten Oberflächenelektromyogramm. Ferner könnte man eine Zunahme von spannungshohen Potentialen verantwortlich machen (14). Ob diese spannungshohen Potentiale durch die Synchronisation erklärt werden können, muß offen bleiben.

Im Gegensatz zu dem annähernd linearen Verhalten bei den Armbeugern besteht bei den Beinmuskeln, dem m.rectus femoris und dem m.vastus medialis, keine lineare Beziehung zwischen iEMG und muskulärer Kraft. Huenenberg (11) stellte für den m.rectus femoris eine mit der Kraft exponentiell ansteigende Kurve fest und begründete sein Ergebnis mit der mangelnden Fixierung der Versuchspersonen im Hettingerstuhl. Diese Begründung scheint beim sinngemäßen Gebrauch des Hettingerstuhls nicht stichhaltig zu sein.

Die Kurve im iEMG-Kraft-Koordinationssystem zeigte nach einem anfänglich beinahe linearen Verlauf einen zunehmend progressiven Anstieg, der einer exponentiellen Kurve ähneln könnte. Die stärkere Zunahme des iEMG trat erst nach 50 N auf. Davor zeigte sich nur ein gering zunehmender Anstieg. Oberhalb der 50 N stieg das iEMG des m.rectus femoris sehr viel stärker als das des m.vastus medialis, obwohl bis zu diesen Kraftwerten das iEMG der beiden Muskeln gleich war. In der iEMG/Kraft-Kraft-Kurve kam die Beziehung zwischen iEMG und Kraft noch deutlicher zum Ausdruck. Für beide Quadriceps-Muskeln ergaben sich bei der Gruppe 1 wie bei der Gruppe 2 Kurven mit zunehmender Steigung.

Zur Begründung des überproportional hohen Anstieges des iEMG lassen sich die schon beim m.biceps erwähnten Phänomene, wie Mitinnervation von Antagonisten, wie zunehmende, spannungshohe Potentiale - wahrscheinlich durch die Synchronisation motorische Einheiten bedingt - anführen.

Gerade dem zuletzt genannten Umstand sollte man größere Bedeutung beimessen, da bei fehlender Synchronisation - nach Maton (24) und Person/Liebkind (30) - nur ein degressiv ansteigender Verlauf der iEMG-Aktivität bzw. eine Sättigung bei Kräften unterhalb der Maximalkraft resultieren würde. Eine weitere Ursache für den überproportional steilen iEMG-Anstieg bei höherer Belastung, aber auch eine Erklärung für den weniger steilen Anstieg beim m. vastus medialis, liefert deren Muskelfaserzusammensetzung (12). Der m. rectus ist um die 70 % aus schnellen und um 30 % aus langsamen Fasern aufgebaut. Der m. vastus medialis setzt sich dagegen aus weniger schnellen Fasern (um 55 %) und dafür aus mehr langsamen Fasern (um 45 %) zusammen. Da mit zunehmender Belastung motorische Einheiten mit höherer Entladungsfrequenz und hoher Reizschwelle eingesetzt werden (5, 26), kommt es bei zunehmender muskulärer Anspannung zu einem überproportionalen Anstieg des iEMG. Der steile Anstieg des m. rectus femoris könnte demnach mit dem höheren Anteil an schnellen Fasern erklärt werden.
Dieser Theorie entsprechend müßte man für den m. biceps ebenfalls einen überproportionalen Anstieg erwarten, da nach Johnson (12) der m. biceps ähnlich wie der m. vastus zu etwa 55 - 60 % aus schnellen und zu 40 - 45 % aus langsamen Fasern besteht. Der m. biceps weist jedoch einen linearen iEMG-Kraft-Zusammenhang auf. Da die elektrische Aktivität für sehr hohe bzw. maximale Kräfte auch beim m. biceps von der Linearität abweicht und überproportional ansteigt, könnte man in diesem Bereich von einem mit den Beinmuskeln übereinstimmenden Verhalten sprechen. Denkbar wäre, daß das Zuschalten der schnellen Muskelfasern beim m. biceps erst bei maximalen Kräften erfolgen würde. Insgesamt erscheint es als wahrscheinlich, daß die Muskelfaserzusammensetzung weitgehend das unterschiedliche bioelektrische Verhalten von Muskeln erklärt.

### 4.3.2. iEMG bei maximaler Muskelanspannung

Bei einer maximalen Muskelanspannung über 20 Sekunden zeigte sich bei allen Muskelgruppen ein zumindest teilweise divergierendes Verhalten zwischen Kraft und iEMG. Ein streng lineares Verhalten, wie es für die Armbeuger bei zunehmender Kraftanspannung festgestellt wurde, ist im Bereich der Maximalkraft nicht mehr gültig. Nach Erreichen eines Gipfelwertes der Kraft kam es noch zu einem Ansteigen des iEMG, um wenig später, durchschnittlich drei bis fünf Sekunden nach dem Absinken der mechanischen Aktivität, ebenfalls abzufallen. Es zeigte sich, daß der Zeitpunkt des Gipfelwertes von Kraft bzw. iEMG auch motivationsabhängig ist, da bei Kraftanspannungen, die zu Beginn noch nicht maximal waren, eine zeitliche Verschiebung der Maximalwerte für iEMG und Kraft festgestellt wurde. Entscheidend wird dieser Zeitpunkt aber von dem Aufbau des Muskels (Muskelfasertypen und -anzahl, Mitochondrien, usw.) bestimmt. Als Ursache für das Absinken der Muskelkraft wird einerseits die nachlassende Funktionsfähigkeit der neuromuskulären Übertragung diskutiert (9, 22, 35). Lloyd machte andererseits einen Ausfall motorischer Einheiten mit hoher Reizschwelle und hoher Frequenzrate für das Absinken der Muskelaktivität verantwortlich. Der m.rectus femoris besitzt im Gegensatz zum m.vastus medialis mehr schnelle Muskelfasern (12), die von motorischen Einheiten mit hoher Reizschwelle innerviert werden. Somit könnte es durch einen Ausfall dieser motorischen Einheiten beim m.rectus femoris zu einem stärkeren Rückgang der elektrischen Aktivität kommen. Zwar erklärt diese Theorie das Absinken des iEMG, nicht aber die Tatsache, daß die iEMG-Aktivität deutlich nach der Kraftabnahme absinkt. Unseres Erachtens liegt in der Abnahme der energiereichen Phosphate die eigentliche Ursache der Maximalkraftreduktion. Das Kraftmaximum fällt in die dritte Sekunde hinein, in einen Zeitraum, zu dem die energiereichen Phosphate noch ausreichen. Danach fiel die Kraft in Abhängigkeit von der Maximalkraft und den individuellen Leistungsvermögen mehr oder weniger schnell ab. Der Gruppenvergleich zeigt, daß die Kraft im Maximalbereich von den im Turnen talentierten Kindern länger gehalten wurde als von der Gruppe 2.

Man könnte die bessere Kraftleistung über längere Zeit mit einer höheren Speicherkapazität von energiereichen Phosphaten erklären (9, 13).
Zu einem überraschenden, unerwarteten Ergebnis kommt man, wenn man die Kraft, das iEMG und das iEMG/F der ersten maximalen Kraftanspannung (aus Ruhe) und der zweiten maximalen Kraftanspannung (nach Belastung) analysiert. Nach der dreiminütigen Pause lag die Kraft in der Mehrzahl der Fälle über den Werten der ersten maximalen Kraftanspannung, ein Umstand, der besonders bei dem Beinstreckversuch auftrat. Eine Pause von drei Minuten ist offensichtlich ausreichend, um eine Erholung nach 20 Sekunden Belastung zu gewährleisten. Einer besonderen Diskussion bedarf, warum sogar bei der zweiten Kraftanspannung sogar häufiger höhere Maximalwerte erzielt wurden, obwohl das iEMG und das iEMG/F nicht oder nicht nennenswert anstiegen. Dies könnte einerseits durch das Aufwärmen der Muskulatur durch die erste Kraftanspannung, andererseits durch eine verbesserte Koordination der statischen Muskelanspannung im Sinne einer Optimierung beim zweiten Mal erklärt werden. Für eine verbesserte Koordinierung spricht, daß bei der zweiten Kontraktion bei beiden Gruppen eine geringere Aktivitätssteigerung des iEMG beobachtet wurde.
Außer dem oben erwähnten Punkt, daß die Gruppe 1 die Kraft im Maximalbereich über längere Zeit halten konnte als die Gruppe 2, ergaben sich zwischen den Gruppen weitere Unterschiede. Die Probanden der Gruppe 1 erzielten für die Beinmuskeln eine deutlich höhere Maximalkraft als die Gruppe 2. Die iEMG-Steigerungen waren bei der Gruppe 1 sehr viel höher als bei der Gruppe 2, obwohl der prozentuale Kraftanstieg bei beiden Gruppen gleich war und deutlich unter dem Prozentwert für den iEMG-Wert lag. Die Probanden der Gruppe 1 entwickelten also eine größere iEMG-Steigerung, um auf ihre gegenüber der Gruppe 2 eindeutig höhere Muskelkraft zu kommen. Die Ursache dürfte vor allem darin liegen, daß eine maximale Kraftleistung eine optimale Koordination und Synchronisation aller motorischen Einheiten erfordert.

Bei den Armmuskeln erreichte die Gruppe 1 ebenfalls eine höhere Maximalkraft bei höherem absolutem iEMG als die Gruppe 2. Die iEMG-Steigerungen der beiden Armmuskeln sind bei Gruppe 1 und 2 gleich. Bei gleichem prozentualem iEMG-Anstieg erreicht die Gruppe 2 dabei eine größere Kraftzunahme als die Gruppe 1. Man darf bei der Armmuskulatur also davon ausgehen, daß die Gruppe 2 nicht so schnell eine Kraft aufbringen kann wie die Gruppe 1, und damit bei ihr der gleiche iEMG-Anstieg - ausgehend von einem niedrigeren Ausgangsniveau der Kraft - eine höhere Kraftzunahme bewirkt.

### 4.3.3. iEMG beim Halten einer submaximalen Kraft über längere Zeit

Beim Erbringen einer submaximalen Kraft über einen längeren Zeitraum muß die Höhe der Kraft beachtet werden. Nur ab einer gewissen Höhe kommt es zu einer von Anfang an regelmäßigen Erhöhung des iEMG. Nach Eason (4) kommt es bei Kräften von 50 % der Maximalkraft zu einem iEMG-Rückgang, der über wenige Sekunden andauern kann. Bei Kräften unterhalb der Submaximalkraft käme es zu Beginn der Belastung zu besonders großen Schwankungen, langfristig zeige die iEMG bzw. die iEMG/F-Kurve ebenfalls eine steigende Tendenz.
Bei unserer Untersuchung bezüglich von Kräften, die bei 50 % der Maximalkraft lagen, kam es bei allen vier untersuchten Muskeln durch die Ermüdung zu einem Anstieg des Quotienten aus iEMG und Kraft. Der Anstieg des iEMG war demnach - wie auch von anderen Autoren bereits beschrieben (16, 17, 18, 25) - in Beziehung zur Zeit linear bis exponentiell zunehmend. Eine "Ermüdungstrompete" lag jedoch nicht immer vor (Bsp. m. rectus femoris der Gruppe 1). Zur Begründung des iEMG-Anstiegs muß man bei der statischen Muskelanspannung die lokale muskuläre Ermüdung anführen. Dabei ist der limitierende Faktor die mangelhafte Durchblutung (Carlsten, 2). Hasselbach (7) fand weiterhin heraus, daß wegen des Fehlens von schnell verfügbaren Energiequellen (ATP, Kreatinphosphat) bzw. ATPase die ausgelösten Muskelpotentiale keine Kontraktion bewirken können.

Der Organismus versucht diesen Zustand durch die Aktivierung von zusätzlichen motorischen Einheiten und von anderen Muskeln (Eason (4) , Lloyd (22)) zu kompensieren. Es muß also bei gleichbleibender Kraft zu dem von uns für alle vier Muskeln nachgewiesenen Anstieg des iEMG kommen.
Die Tatsache, daß der m.rectus femoris mehr schnelle Fasern als der m.vastus medialis hat und damit mehr motorische Einheiten mit hoher Entladungsfrequenz und spannungshohen Potentialen besitzt, die nach Rhein und Buchholz (32) mit zunehmender Kontraktionsdauer verstärkt auftreten, scheint in unseren Versuchen nicht entscheidend zu sein. Nach dieser Überlegung müßte sonst das Potential des m.rectus femoris stärker ansteigen, als das des m.vastus medialis, was sich im Versuchsergebnis eben nicht bewahrheitete. Vielmehr überwiegt das Phänomen, daß wegen der schnelleren Ermüdung beim m.vastus medialis im Gegensatz zum m.rectus femoris früher zusätzliche motorische Einheiten rekrutiert werden müssen. Die Folge ist, daß es schließlich beim m.vastus medialis zu einer stärkeren Erhöhung des iEMG kommt als beim nicht ausbelasteten m.rectus femoris. Solche vergleichende Überlegungen sind beim m.biceps brachii und beim m.brachioradialis nicht anzustellen, da der iEMG/F- und damit der iEMG-Anstieg über die Haltezeit von 60 Sekunden gesehen gleich steil war. Da der m.biceps brachii der für die Armbeugung wichtigste und entscheidende Muskel ist, kann er nur schwer bzw. überhaupt nicht durch den Einsatz eines anderen Muskels substituiert werden.

## 5. ZUSAMMENFASSUNG

Bei 20 acht- bis neunjährigen Jungen, die nach ihrem turnerischen Talent in zwei Gruppen eingeteilt waren, wurden von vier verschiedenen Muskeln (m.rectus femoris, m.vastus medialis, m.biceps brachii, m.brachioradialis) integrierte Muskelaktionspotentiale (iEMG) bei abgestufter Kraft, bei maximaler Kraft und bei submaximaler Kraft über lange Haltedauer abgeleitet. Folgende Ergebnisse wurden gewonnen:

Gemeinsamkeiten der beiden Gruppen

- Die beiden Armmuskeln, m.biceps brachii und m.brachioradialis, hatten einen weitgehend linearen Anstieg des iEMG bei zunehmender Kraft.
- Die beiden Beinmuskeln, m.rectus femoris und m.vastus medialis, zeigten einen exponentiellen iEMG-Anstieg bei zunehmender Kraft.
- Das Maximum des durchschnittlichen iEMG trat bei maximalen Kraftanspannungen meist erst nach dem Maximum der durchschnittlichen Kraft, das sich sehr früh manifestierte, auf. Die Zeitdifferenz betrug für die Muskeln des m.quadriceps im Durchschnitt fünf Sekunden, für die Armbeuger drei Sekunden.
- Die zwanzig Sekunden dauernde Maximalbelastung mit anschliessender Pause von drei Minuten bewirkte keine größere Ermüdung, so daß sogar bei der zweiten maximalen Kraftanspannung meistens höhere Kraftwerte erreicht werden konnten.
- Die geringen iEMG-Werte bei der zweiten maximalen Kraftanspannung und eine zumindest gleich große Kraft lassen eine verbesserte Koordination vermuten.
- Beim Halten einer submaximalen, konstanten Kraft kam es zu einem kontinuierlichen, teilweise linear und teilweise progressiv zunehmenden Anstieg des Quotienten aus iEMG und Kraft.
- Die iEMG-Aktivität gliederte sich in einen auf die aktuelle Arbeit zurückführbaren Anteil, der zu Beginn einer Kraftanspannung prozentual maximal ist, und in einen ermüdungsbedingten Anteil, der mit zunehmender Kontraktionsdauer grösser wird.

Unterschiede zwischen den beiden Gruppen

- Die Talentgruppe erzielte absolut als auch im Verhältnis zum Körpergewicht höhere Maximalkräfte.
  Beinkraft: Gr. 1: 155,8 ± 5,9 N und 163,3 ± 6,2 N
  Gr. 2: 140,1 ± 4,8 N und 153,3 ± 5,3 N
  Im Verhältnis zum Körpergewicht wurde damit eine um 22,8 und 17,2 % größere Kraft erbracht, absolut 10,4 und 6,4 % mehr.
  Armkraft: Gr. 1: 119,4 ± 4,5 N und 119,8 ± 4,6 N
  Gr. 2: 116,5 ± 4 N N und 117,7 ± 4,5 N
  Im Verhältnis zum Körpergewicht waren es 13,0 bzw. 12,3 % mehr, absolut 2,6 und 1,9 %.
- Während die Gruppe 1 bei der maximalen Kraftanspannung aus Ruhe statistisch signifikant höhere iEMG-Werte erreichte als nach Belastung, war es bei der Gruppe 2 umgekehrt.
- Die Gruppe 1 entwickelte durchschnittlich höhere iEMG-Werte als die Gruppe 2. Trotzdem war der durchschnittliche iEMG/F-Quotient für die Gruppe 2 größer.
- Die iEMG-Steigerungsraten (Wert der ersten Sekunde verglichen mit dem Wert der Maximalkraft) waren bei den Beinmuskeln für die Gruppe 1 sehr viel größer.
- Die Kraftsteigerungen (Kraft der ersten Sekunde verglichen mit der Maximalkraft) waren für die Armmuskeln bei der Gruppe 1 sehr viel kleiner als bei der Gruppe 2. Die Gruppe 1 konnte also bereits in der ersten Sekunde eine größere Kraft mobilisieren.

Die Befunde sprechen dafür, daß die Talentgruppe durch bessere Koordination höhere Kräfte entwickeln kann.

## 6. TABELLEN

Tab. 1 : Anthropometrische Daten der untersuchten Probanden

| | Körpergewicht (kg) | Körpergröße (cm) |
|---|---|---|
| Versuchsperson 1 | 29,6 | 138,5 |
| VP 2 | 27,5 | 131,5 |
| VP 3 | 20,8 | 121,0 |
| VP 4 | 27,3 | 135,5 |
| VP 5 | 27,7 | 128,0 |
| VP 6 | 21,3 | 119,0 |
| VP 7 | 28,9 | 135,0 |
| VP 8 | 24,7 | 128,5 |
| VP 9 | 25,2 | 127,5 |
| VP 10 | 28,1 | 139,0 |
| VP 11 | 28,5 | 133,0 |
| VP 12 | 26,3 | 129,5 |
| $\bar{x}$ der Gruppe 1 | 26,33 | 131,2 |
| s der Gruppe 1 | 2,85 | 6,26 |
| VP 13 | 24,9 | 131,5 |
| VP 14 | 29,3 | 133,5 |
| VP 15 | 27,2 | 128,5 |
| VP 16 | 33,5 | 140,5 |
| VP 17 | 28,7 | 134,5 |
| VP 18 | 36,2 | 131,0 |
| VP 19 | 25,4 | 127,0 |
| VP 20 | 27,1 | 129,0 |
| $\bar{x}$ der Gruppe 2 | 29,04 | 131,9 |
| s der Gruppe 2 | 3,94 | 5,28 |

Tab. 2: iEMG bei steigender Kraft

1. Zeile: Kraftwerte in N (Beinstreckung/Armbeugung), 2. Zeile: iEMG in µV für den m.rectus femoris und m.biceps brachii, 3. Zeile: iEMG für den m.vastus medialis und m.brachioradialis

| | Beinstreckung | | | | Armbeugung | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| VP 1 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 128 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 132 |
| | 70,5 | 157 | 302 | 612 | 243 | 338 | 469 | 1517 |
| | 28,6 | 102 | 233 | 474 | 35,7 | 66,7 | 117 | 562 |
| VP 2 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 186 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 137 |
| | 50,8 | 106 | 158 | 633 | 305 | 693 | 914 | 2286 |
| | 36,5 | 73,8 | 114 | 519 | 133 | 238 | 317 | 762 |
| VP 3 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 123 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 108 |
| | 57,1 | 131 | 260 | 571 | 174 | 254 | 344 | 975 |
| | 66,7 | 130 | 231 | 441 | 64,3 | 124 | 183 | 444 |
| VP 4 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 167 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 93,2 |
| | 38,1 | 108 | 150 | 528 | 192 | 333 | 504 | 921 |
| | - | - | - | - | - | - | - | - |
| VP 5 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 108 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 108 |
| | 49,7 | 110 | 171 | 325 | 192 | 276 | 426 | 999 |
| | 62,4 | 118 | 216 | 311 | 96,3 | 165 | 237 | 541 |
| VP 6 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 113 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 88,3 |
| | 56 | 117 | 216 | 311 | 186 | 305 | 497 | 714 |
| | 28,6 | 62 | 127 | 203 | 62 | 124 | 183 | 340 |
| VP 7 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 181 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 98,1 |
| | 55 | 98,4 | 184 | 659 | 221 | 305 | 503 | 1308 |
| | 69 | 103 | 172 | 467 | 42,8 | 95 | 131 | 355 |
| VP 8 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 137 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 98,1 |
| | 66,7 | 158 | 363 | 952 | 324 | 556 | 752 | 2006 |
| | 88,6 | 166 | 287 | 883 | 122 | 241 | 308 | 771 |
| VP 9 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 98,1 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 88,3 |
| | 68,6 | 147 | 226 | 405 | 196 | 330 | 508 | 871 |
| | 63,3 | 128 | 221 | 386 | 133 | 231 | 314 | 572 |
| VP 10 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 196 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 147 |
| | 52 | 89 | 176 | 2152 | 217 | 387 | 512 | 1719 |
| | 56 | 97,5 | 206 | 1548 | 150 | 225 | 358 | 710 |
| VP 11 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 157 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 128 |
| | 69,8 | 211 | 362 | 1038 | 336 | 650 | 883 | 1746 |
| | 78,3 | 109 | 201 | 644 | 96,6 | 139 | 193 | 508 |

Tab. 2: (Fortsetzung)

| | Beinstreckung | | | | Armbeugung | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| VP 12 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 157 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 93,2 |
| | 65 | 168 | 286 | 1102 | 248 | 567 | 759 | 1297 |
| | 144 | 177 | 286 | 867 | 95 | 189 | 257 | 419 |
| VP 13 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 98,1 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 78,5 |
| | 152 | 324 | 562 | 1100 | 314 | 495 | 895 | 1333 |
| | 152 | 324 | 524 | 1050 | 95,2 | 196 | 324 | 676 |
| VP 14 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 162 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 108 |
| | 47,6 | 100 | 152 | 314 | 282 | 657 | 990 | 2000 |
| | 40,9 | 84,7 | 136 | 280 | 130 | 200 | 271 | 500 |
| VP 15 | 24,5 | 39,1 | 73,6 | 108 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 147 |
| | 40,6 | 145 | 318 | 678 | 286 | 472 | 863 | 1848 |
| | 47,6 | 120 | 286 | 502 | 99 | 267 | 305 | 495 |
| VP 16 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 147 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 142 |
| | 68,8 | 139 | 242 | 500 | 133 | 210 | 324 | 795 |
| | 67,2 | 133 | 224 | 453 | 47,6 | 85,7 | 143 | 462 |
| VP 17 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 142 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 118 |
| | 47,6 | 85,7 | 150 | 445 | 173 | 260 | 355 | 867 |
| | 56,3 | 124 | 146 | 286 | 112 | 138 | 164 | 435 |
| VP 18 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 128 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 137 |
| | 85,7 | 100 | 171 | 561 | 148 | 236 | 338 | 879 |
| | 21,4 | 106 | 143 | 443 | 47,6 | 66,7 | 90,5 | 264 |
| VP 19 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 98,1 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 68,7 |
| | 67 | 95 | 162 | 429 | 343 | 492 | 800 | 962 |
| | 71,4 | 110 | 203 | 413 | 53,3 | 130 | 229 | 283 |
| VP 20 | 24,5 | 49,1 | 73,6 | 157 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 98,1 |
| | 38,1 | 127 | 219 | 987 | 362 | 629 | 1048 | 1400 |
| | 57,1 | 114 | 152 | 537 | 85,7 | 171 | 381 | 524 |

Tab. 3: Durchschnittswerte ($\bar{x}$) und Standardabweichungen (s) der Kraft, des iEMG und des iEMG/F beider Gruppen
1. Zeile: $\bar{x}$ der Kraft (N)
2. Zeile: $\bar{x}$ des iEMG (µV) des m.rec.fem./.bic.br.
3. Zeile: s des iEMG der obigen Muskeln
4. Zeile: $\bar{x}$ des iEMG/F und 5. Zeile: s des iEMG/F (µV/N)
6. und 7. Zeile: $\bar{x}$ und s des iEMG des m.vast.med./ m.brachioradialis, 8. und 9. Zeile $\bar{x}$ und s des iEMG/F

| Gruppe 1 | Beinmuskeln | | | Armmuskeln | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 24,5 | 49,1 | 73,6 | 146 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 110 |
| 58,3 | 133 | 246 | 774 | 236 | 416 | 589 | 1363 |
| 9,99 | 35,7 | 74,4 | 506 | 56,5 | 155 | 187 | 497 |
| 2,34 | 2,72 | 3,28 | 5,13 | 11,4 | 11,0 | 10,0 | 12,3 |
| 0,94 | 0,73 | 1,01 | 3,48 | 2,88 | 3,96 | 3,18 | 4,53 |
| 66,6 | 115 | 209 | 612 | 95,4 | 167 | 236 | 544 |
| 32,5 | 34,7 | 55,2 | 374 | 37,5 | 65,1 | 85,5 | 160 |
| 2,64 | 2,34 | 2,8 | 4,14 | 4,78 | 3,72 | 4,02 | 4,90 |
| 1,22 | 0,71 | 0,75 | 2,57 | 1,92 | 1,66 | 1,47 | 1,46 |

| Gruppe 2 | Beinmuskeln | | | Armmuskeln | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 24,5 | 49,1 | 73,6 | 127 | 19,6 | 39,2 | 58,9 | 112 |
| 68,4 | 140 | 248 | 645 | 255 | 431 | 702 | 1261 |
| 40,5 | 83,9 | 151 | 297 | 90,6 | 176 | 310 | 466 |
| 2,78 | 2,84 | 3,43 | 5,43 | 12,64 | 10,7 | 11,5 | 11,2 |
| 1,65 | 1,71 | 2,05 | 2,35 | 4,62 | 4,49 | 5,27 | 4,15 |
| 63,8 | 140 | 227 | 499 | 80,1 | 157 | 238 | 455 |
| 41,9 | 82,4 | 141 | 264 | 32,8 | 65,5 | 99,8 | 133 |
| 2,61 | 2,81 | 3,13 | 4,34 | 4,27 | 3,99 | 3,99 | 4,37 |
| 1,71 | 1,68 | 1,92 | 2,08 | 1,67 | 1,67 | 1,67 | 1,18 |

Tab. 4: iEMG und iEMG/F bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe (I) und nach Belastung (II) von der Gruppe 1

| | Zeitpunkt (sec) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| iEMG µV | I m.rect. | 467 | 587 | 586 | 707 | 655 | 637 | 584 | 646 | 679 | 766 | |
| | I m.vast. | 430 | 504 | 508 | 553 | 517 | 509 | 512 | 512 | 544 | 599 | |
| | II m.rect. | 509 | 572 | 628 | 693 | 652 | 710 | 714 | 730 | 688 | 704 | |
| | II m.vast. | 418 | 456 | 467 | 562 | 536 | 571 | 559 | 561 | 525 | 554 | |
| | I m.bic. | 956 | 1086 | 1163 | 1077 | 1078 | 1125 | 1183 | 1290 | 1337 | 1186 | |
| | I m.bra. | 431 | 458 | 478 | 447 | 474 | 462 | 517 | 489 | 506 | 462 | |
| | II m.bic. | 1066 | 1048 | 1148 | 1102 | 1121 | 1072 | 1060 | 1040 | 1115 | 1032 | |
| | II m.bra. | 379 | 423 | 435 | 435 | 465 | 427 | 429 | 425 | 461 | 460 | |
| | (sec) | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | $\bar{x}$ |
| | I m.rect. | 797 | 724 | 726 | 660 | 711 | 663 | 652 | 599 | 603 | 601 | 653 |
| | I m.vast. | 650 | 618 | 619 | 566 | 577 | 547 | 551 | 499 | 517 | 494 | 541 |
| | II m.rect. | 744 | 740 | 687 | 689 | 678 | 648 | 631 | 664 | 633 | 654 | 670 |
| | II m.vast. | 571 | 568 | 523 | 533 | 515 | 499 | 507 | 525 | 507 | 508 | 530 |
| | I m.bic. | 1174 | 1181 | 1169 | 1078 | 1145 | 981 | 993 | 981 | 974 | 945 | 1105 |
| | I m.bra. | 480 | 471 | 479 | 399 | 427 | 388 | 384 | 382 | 344 | 331 | 441 |
| | II m.bic. | 1036 | 1108 | 1086 | 1111 | 1065 | 975 | 1013 | 1050 | 1041 | 1017 | 1058 |
| | II m.bra. | 379 | 423 | 435 | 435 | 465 | 427 | 429 | 425 | 461 | 460 | 420 |
| iEMG/F µV/N | (sec) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
| | I m.rect. | 3,7 | 4,3 | 4,16 | 4,96 | 4,74 | 4,65 | 4,35 | 4,79 | 4,86 | 5,33 | |
| | I m.vast. | 3,51 | 3,62 | 3,6 | 3,64 | 3,75 | 3,86 | 3,77 | 3,9 | 4,06 | 4,26 | |
| | II m.rect. | 3,99 | 3,71 | 4,23 | 4,66 | 4,56 | 5,02 | 5,0 | 4,95 | 4,82 | 4,81 | |
| | II m.vast. | 3,33 | 3,09 | 3,17 | 3,78 | 3,75 | 4,07 | 3,95 | 3,88 | 3,77 | 3,81 | |
| | I m.bic. | 11,7 | 11,0 | 11,5 | 11,3 | 11,7 | 11,5 | 12,2 | 12,1 | 12,8 | 11,7 | |
| | I m.bra. | 5,51 | 4,44 | 4,66 | 4,55 | 4,75 | 4,81 | 5,18 | 4,89 | 4,85 | 4,54 | |
| | II m.bic. | 12,3 | 11,6 | 11,5 | 11,3 | 11,4 | 10,9 | 10,6 | 10,5 | 11,2 | 10,6 | |
| | II m.bra. | 4,4 | 4,59 | 4,37 | 4,41 | 4,65 | 4,24 | 4,31 | 4,25 | 4,63 | 4,7 | |
| | (sec) | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 29 | $\bar{x}$ |
| | I m.rect. | 5,51 | 5,21 | 5,09 | 4,82 | 5,1 | 4,69 | 4,65 | 4,41 | 4,47 | 4,57 | 4,7 |
| | I m.vast. | 4,67 | 4,48 | 4,58 | 4,17 | 4,33 | 3,82 | 3,83 | 3,76 | 3,78 | 3,79 | 3,9 |
| | II m.rect. | 5,1 | 5,09 | 4,78 | 4,72 | 4,8 | 4,63 | 4,73 | 4,74 | 4,62 | 4,78 | 4,6 |
| | II m.vast. | 4,03 | 3,98 | 3,65 | 3,71 | 3,7 | 3,63 | 3,47 | 3,87 | 4,0 | 4,1 | 3,7 |
| | I m.bic. | 12,6 | 12,8 | 12,4 | 12,1 | 12,0 | 11,7 | 12,2 | 11,1 | 11,3 | 11,0 | 11, |
| | I m.bra. | 5,37 | 4,94 | 5,2 | 4,71 | 5,26 | 5,26 | 4,62 | 4,46 | 4,2 | 4,24 | 4,8 |
| | II m.bic. | 11,6 | 11,6 | 12,4 | 12,1 | 11,7 | 11,3 | 12 | 11,8 | 11,4 | 10,9 | 11, |
| | II m.bra. | 4,42 | 4,57 | 4,84 | 4,57 | 4,55 | 4,26 | 4,62 | 4,41 | 4,36 | 4,34 | 4,4 |

Tab. 5: iEMG und iEMG/F bei maximaler Kraftanspannung aus Ruhe (I) und nach Belastung (II) von der Gruppe 2

| | Zeitpunkt (sec) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| iEMG µV | I m.rect. | 483 | 465 | 486 | 524 | 637 | 678 | 627 | 528 | 559 | 579 | |
| | I m.vast. | 403 | 384 | 397 | 406 | 457 | 509 | 520 | 439 | 420 | 437 | |
| | II m.rect. | 451 | 572 | 634 | 614 | 537 | 588 | 610 | 593 | 637 | 587 | |
| | II m.vast. | 336 | 354 | 420 | 394 | 395 | 446 | 450 | 451 | 462 | 415 | |
| | I m.bic. | 818 | 925 | 973 | 1034 | 991 | 1029 | 1038 | 1080 | 1098 | 1106 | |
| | I m.bra. | 364 | 410 | 387 | 416 | 411 | 496 | 402 | 449 | 470 | 427 | |
| | II m.bic. | 960 | 1068 | 1119 | 1194 | 1183 | 1129 | 1190 | 1420 | 1297 | 1276 | |
| | II m.bra. | 359 | 411 | 428 | 502 | 431 | 427 | 377 | 443 | 407 | 418 | |
| | (sec) | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | $\bar{x}$ |
| | I m.rect. | 544 | 470 | 486 | 508 | 530 | 557 | 541 | 461 | 483 | 484 | 533 |
| | I m.vast. | 423 | 415 | 426 | 349 | 397 | 401 | 425 | 369 | 381 | 380 | 417 |
| | II m.rect. | 508 | 614 | 521 | 530 | 576 | 526 | 551 | 576 | 601 | 567 | 598 |
| | II m.vast. | 419 | 463 | 450 | 465 | 494 | 533 | 476 | 411 | 463 | 432 | 445 |
| | I m.bic. | 1184 | 1012 | 1007 | 924 | 811 | 841 | 831 | 768 | 853 | 837 | 958 |
| | I m.bra. | 464 | 436 | 398 | 348 | 379 | 385 | 352 | 350 | 352 | 380 | 404 |
| | II m.bic. | 1153 | 1197 | 1292 | 1292 | 1265 | 1175 | 1090 | 948 | 1125 | 1068 | 1164 |
| | (sec) | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 | |
| iEMG µV/N | I m.rect. | 4,57 | 4,18 | 3,99 | 4,88 | 5,73 | 6,04 | 5,36 | 5,03 | 5,34 | 5,58 | |
| | I m.vast. | 3,95 | 3,55 | 3,65 | 4,01 | 4,48 | 4,76 | 4,74 | 4,33 | 4,24 | 4,41 | |
| | II m.rect. | 3,94 | 4,6 | 4,93 | 4,64 | 4,51 | 5,62 | 5,42 | 5,82 | 5,4 | 5,84 | |
| | II m.vast. | 2,98 | 3,09 | 3,5 | 3,21 | 3,52 | 4,05 | 4,2 | 4,02 | 4,09 | 4,13 | |
| | I m.bic. | 12 | 11 | 12,1 | 13,8 | 11,9 | 11,5 | 12,3 | 12,7 | 13,9 | 13,0 | |
| | I m.bra. | 4,96 | 4,71 | 4,29 | 4,73 | 4,87 | 4,85 | 4,53 | 4,87 | 5,03 | 4,85 | |
| | II m.bic. | 16 | 13,9 | 13,4 | 14,2 | 13,3 | 12,9 | 14,5 | 14,9 | 14,5 | 14,6 | |
| | II m.bra. | 5,33 | 4,79 | 4,78 | 4,72 | 4,58 | 4,62 | 4,52 | 5,07 | 4,54 | 4,78 | |
| | (sec) | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 | $\bar{x}$ |
| | I m.rect. | 5,55 | 4,97 | 5,13 | 5,09 | 5,24 | 6,07 | 5,45 | 5,04 | 4,87 | 4,91 | 5,15 |
| | I m.vast. | 4,32 | 4,57 | 4,9 | 3,97 | 4,06 | 4,43 | 4,5 | 4,31 | 4,0 | 3,97 | 4,26 |
| | II m.rect. | 6,35 | 5,42 | 5,31 | 5,6 | 5,84 | 4,89 | 5,27 | 5,4 | 5,35 | 5,19 | 5,27 |
| | II m.vast. | 4,42 | 4,21 | 4,29 | 4,45 | 4,58 | 4,55 | 4,32 | 4,0 | 3,91 | 3,94 | 3,98 |
| | I m.bic. | 13,2 | 13,3 | 13,2 | 12,3 | 10,7 | 10,8 | 10,3 | 9,89 | 10,7 | 11,1 | 12,0 |
| | I m.bra. | 5,09 | 5,25 | 4,82 | 4,3 | 4,56 | 4,62 | 4,36 | 4,31 | 4,4 | 4,57 | 4,70 |
| | II m.bic. | 14,2 | 14,8 | 14,9 | 15,7 | 15,4 | 14 | 13,6 | 14,5 | 14,3 | 14,1 | 14,4 |
| | II m.bra. | 5,5 | 4,71 | 5,18 | 5,38 | 4,97 | 4,86 | 4,38 | 4,75 | 4,72 | 4,93 | 4,86 |

Tab. 7: Durchschnittliche Muskelkräfte in N und Standardabweichungen aus Ruhe (I) und nach Belastung (II)
1. Spalte = $\bar{x}$; 2. Spalte = s

Gruppe 1

| Zeit | Beinstrecken | | | | Armbeugen | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| (sec) | I | | II | | I | | II | |
| 1 | 123 | 29,8 | 128 | 31,8 | 85,1 | 28,5 | 79,3 | 23,2 |
| 2 | 135 | 26,4 | 143 | 37,9 | 97,7 | 16,9 | 91,1 | 19,9 |
| 3 | 139 | 26,3 | 145 | 39,1 | 98,1 | 14,5 | 97,7 | 23,8 |
| 4 | 135 | 26,2 | 145 | 33,1 | 94,9 | 20,2 | 96,0 | 24,9 |
| 5 | 135 | 25,0 | 138 | 32,2 | 93,2 | 18,9 | 96,9 | 23,6 |
| 6 | 133 | 27,3 | 136 | 28,3 | 94,5 | 11,5 | 95,6 | 22,6 |
| 7 | 133 | 31,1 | 137 | 31,3 | 97,3 | 11,8 | 95,8 | 24,0 |
| 8 | 131 | 31,5 | 137 | 33,8 | 100 | 17,6 | 94,5 | 29,7 |
| 9 | 135 | 35,6 | 134 | 36,0 | 101 | 20,5 | 92,4 | 29,2 |
| 10 | 137 | 38,9 | 136 | 35,9 | 98,1 | 19,4 | 93,2 | 28,4 |
| 11 | 137 | 36,5 | 135 | 36,3 | 91,1 | 19,4 | 89,1 | 30,8 |
| 12 | 132 | 38,2 | 137 | 40,7 | 90,4 | 18,8 | 89,1 | 29,4 |
| 13 | 130 | 38,4 | 138 | 37,8 | 91,1 | 18,7 | 85,8 | 89,1 |
| 14 | 129 | 39,7 | 137 | 31,7 | 88,3 | 19,1 | 89,1 | 23,2 |
| 15 | 128 | 43,0 | 134 | 32,4 | 87,5 | 26,4 | 90,0 | 25,4 |
| 16 | 128 | 41,2 | 131 | 34,0 | 87,1 | 24,1 | 85,1 | 25,8 |
| 17 | 125 | 41,4 | 128 | 33,9 | 82,6 | 25,8 | 84,7 | 26,5 |
| 18 | 126 | 36,9 | 126 | 31,9 | 82,6 | 24,0 | 81,3 | 23,9 |
| 19 | 123 | 33,5 | 124 | 31,3 | 80,9 | 23,5 | 83,6 | 17,3 |
| 20 | 122 | 32,3 | 123 | 35,7 | 78,5 | 22,4 | 82,6 | 21,4 |
| $\bar{x}$ | 131 | | 135 | | 91,1 | | 89,6 | |

Tab. 7: Fortsetzung

Gruppe 2

| Zeit | Beinstrecken | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| (sec) | I | | II | | I | | II | |
| 1 | 112 | 26,0 | 119 | 30,5 | 76,6 | 15,7 | 74,2 | 22,3 |
| 2 | 111 | 25,0 | 126 | 33,3 | 87,7 | 16,9 | 92,6 | 26,4 |
| 3 | 117 | 25,2 | 125 | 28,4 | 96,2 | 28,8 | 95,6 | 27,5 |
| 4 | 114 | 27,9 | 133 | 31,6 | 94,5 | 28,3 | 96,2 | 25,0 |
| 5 | 117 | 30,3 | 126 | 28,4 | 95,1 | 27,1 | 102 | 27,2 |
| 6 | 117 | 29,8 | 126 | 23,5 | 101 | 30,1 | 101 | 27,4 |
| 7 | 117 | 33,9 | 122 | 24,2 | 99,4 | 29,7 | 95,6 | 25,3 |
| 8 | 117 | 30,7 | 121 | 24,4 | 100 | 33,2 | 98,7 | 25,3 |
| 9 | 118 | 26,4 | 120 | 28,8 | 104 | 32,0 | 99,4 | 23,5 |
| 10 | 110 | 30,8 | 127 | 26,9 | 101 | 31,6 | 96,2 | 25,4 |
| 11 | 105 | 29,3 | 120 | 21,5 | 101 | 30,9 | 96,9 | 27,4 |
| 12 | 106 | 23,7 | 121 | 25,9 | 91,3 | 26,6 | 97,5 | 32,4 |
| 13 | 109 | 25,9 | 120 | 23,8 | 89,6 | 25,5 | 99,4 | 29,0 |
| 14 | 113 | 31,1 | 123 | 19,1 | 92,6 | 25,7 | 101 | 31,4 |
| 15 | 113 | 30,1 | 123 | 26,9 | 84,3 | 28,5 | 98,7 | 35,7 |
| 16 | 103 | 25,3 | 123 | 28,5 | 88,9 | 19,1 | 94,5 | 29,4 |
| 17 | 112 | 25,2 | 118 | 23,4 | 88,3 | 22,1 | 93,2 | 30,2 |
| 18 | 105 | 29,8 | 115 | 22,1 | 88,3 | 23,9 | 94,5 | 31,1 |
| 19 | 108 | 25,9 | 118 | 24,8 | 90,2 | 24,7 | 93,8 | 29,9 |
| 20 | 108 | 24,9 | 118 | 26,2 | 89,2 | 22,1 | 87,7 | 26,2 |
| $\bar{x}$ | 112 | | 122 | | 93,0 | | 92,2 | |

Tab. 10: Zeitpunkte in Sekunden für das maximale iEMG und die maximale Kraft aus Ruhe (I) und nach Belastung (II)

| | Bein | | | | Arm | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Versuchsperson | $F_I$ | iEMG | $F_{II}$ | iEMG | $F_I$ | iEMG | $F_{II}$ | iEMG |
| 1 | 2 | 11 | 3 | 4 | 15 | 20 | 12 | 20/15 |
| 2 | 10 | 9 | 2/3 | 11 | 16 | 9 | 8 | 9 |
| 3 | 4 | 4/6 | 4 | 4 | 3 | 16/7 | 3 | 3 |
| 4 | 6 | 6/18 | | | 11 | 11 | | |
| 5 | 2 | 9/20 | 3 | 9/3 | 14 | 14 | | |
| 6 | 3/6 | 5/6 | 17 | 12 | 7 | 7/8 | 5 | 20 |
| 7 | 9 | 15 | 15 | 14 | 3 | 3/11 | 2 | 2 |
| 8 | 2 | 4 | 17 | 19 | 3 | 3 | 3 | 3/5 |
| 9 | 5 | 5/11 | 6 | 13/6 | 7 | 7 | 7 | 14 |
| 10 | 11 | 15 | 8 | 12 | 2/5 | 6/5 | 4 | 9/12 |
| 11 | 10/13 | 10/13 | 17/18 | 18/16 | 10 | 10 | 11 | 11 |
| 12 | 4 | 11 | 2 | 11/19 | 5 | 3 | 8 | 7 |
| Gruppe 1 | 5,83 | 10,8 | 6,73 | 11,3 | 7,58 | 9,17 | 6,3 | 9,8 |
| 13 | 2 | 16/7 | 14 | 16/20 | 2 | 12/9 | 3 | 8 |
| 14 | 10 | 9 | 10 | 9 | 18 | 18 | 9 | 9 |
| 15 | 8 | 7 | 16 | 16 | 11 | 11 | | |
| 16 | 2 | 10/5 | 2/16 | 16 | 2 | 8 | 18 | 18 |
| 17 | 11 | 10/19 | 3 | 12/3 | 7 | 10/4 | 6 | 6 |
| 18 | 7 | 20 | 4 | 7/6 | 3 | 11/16 | 3 | 10 |
| 19 | 6 | 17/5 | 3 | 19 | 2 | 8/19 | 15/16 | 14/16 |
| 20 | 7 | 5/7 | 2 | 4/9 | 8/12 | 8/12 | 6 | 17 |
| Gruppe 2 | 6,63 | 11,1 | 6,75 | 12,4 | 6,88 | 10,2 | 8,57 | 11,9 |

Tab. 11: Durchschnittliche iEMG/F-Werte in µV/N und ihre Standardableitungen für die sechs 10-Sekunden-Intervalle von 0 - 60 sec; Prozentangabe für den Anstieg des iEMG/F vom ersten bis zum letzten 10-Sekundenintervall

| 10-Sekunden-Intervalle | 0-10 s | 10-20 s | 20-30 s | 30-40 s | 40-50 s | 50-60 s | % |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Gruppe 1 | | | | | | | |
| m.rect.fem. | 3,28 | 3,60 | 3,84 | 4,04 | 4,04 | 4,2 | 28 |
| | 2,91 | 3,16 | 3,25 | 3,09 | 2,71 | 2,62 | |
| m.vast.med. | 2,70 | 3,02 | 3,35 | 3,52 | 3,87 | 4,07 | 51 |
| | 1,62 | 2,04 | 2,3 | 2,3 | 2,54 | 3,06 | |
| m.bic.br. | 9,26 | 9,21 | 9,90 | 10,5 | 10,8 | 11,7 | 27 |
| | 4,92 | 4,31 | 5,41 | 5,97 | 5,22 | 6,13 | |
| m.brachior. | 4,22 | 4,46 | 4,45 | 4,83 | 5,10 | 5,54 | 31 |
| | 2,79 | 2,79 | 3,05 | 3,4 | 3,48 | 3,9 | |
| Gruppe 2 | | | | | | | |
| m.rect.fem. | 3,31 | 3,54 | 3,57 | 3,78 | 4,01 | 4,46 | 35 |
| | 1,68 | 1,15 | 1,53 | 1,71 | 1,79 | 2,34 | |
| m.vast.med. | 2,59 | 2,55 | 2,65 | 2,83 | 2,96 | 3,57 | 38 |
| | 1,47 | 1,45 | 1,54 | 1,39 | 1,32 | 2,27 | |
| m.bic.br. | 8,99 | 9,27 | 9,49 | 9,74 | 10,2 | 10,6 | 18 |
| | 3,5 | 3,19 | 3,26 | 3,47 | 3,39 | 3,63 | |
| m.bracior. | 3,42 | 3,64 | 3,71 | 3,81 | 3,81 | 4,21 | 23 |
| | 1,56 | 1,91 | 1,84 | 2,01 | 1,86 | 2,01 | |

Bem.: 1. Zeile: iEMG/F, 2. Zeile: Standardabweichung

## 7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Bouisset, S., Goubel, F.: Integrated electromyographical activity and muscle work. J. Appl. Physiol. 35,695 - 702 (1973)

2. Carlsten, A.: Quantitative aspects on lactic and formation of the skeletal muscles at exercise. Medicine and Sport 4 (1970)

3. Drechsler, B.: Elektromyographie. Volk und Gesundheit Berlin. 1964

4. Eason, R. G.: Elektromyography study of local and generalized muscular impairment. J. Appl. Physiol. 15, 479 - 482 (1960)

5. Grimby, L. J., Hannerz, J.: Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. Acta physiol. Scand. 555 - 565 (1974)

6. Grimby, L. J., Hannerz, J.: Disturbances in voluntary rectruitment order of low and high frequency motor units on blockades of proprioceptive afferent activity. Acta physiol. scand. 207 - 216 (1976)

7. Hasselbach, W.: Muskel. In: Physiologie des Menschen von Gauer, O. H., Kramer, K. und Jung, R., Urban und Schwarzenberg, München - Berlin - Wien. 1975

8. Hof, A. L., van den Berg, J.: Linearity between the weighted sum of the EMGs of human triceps surae and total torgue, J. Biomed. 10, 529 - 539 (1977)

9. Hollmann, W., Hettinger, T.: Sportmedizin - Arbeits- und Trainingsgrundlagen. Schattauer, Stuttgart. 2. Auflage, 1980

10. Hopf, H. C., Struppler, A.: Elektromyographie. Thieme, Stuttgart. 1970

11. Hunerberg, H.: Die Elektromyographie und ihre Anwendungsmöglichkeiten. Sportarzt und Sportmedizin 11,240 - 249 (1975)

12. Johnson, M., Polgar, I., Weightman, D., Appleton, D.: The distribution of fiber types in thirty-six human muscles of an autopsy study. J. neurological sc. 18, 111 - 129 (1973)

13. Keidel, W.: Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. Thieme, Stuttgart. 1970

14. Kadefors, R., Kaiser, E., Peterson, I.: Dynamic spectrum analysis of myo-potentials with special reference to muscle fatigue. Electromyography 8, 39 - 74 (1968)

15. Komi, P., Burkirk, R.: Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes. Electromyography 4, 357 - 368 (1970)

16. Kramer, H.: Ausgewählte Parameter der mit Oberflächenelektroden erfaßbaren Muskelaktivität in ihrem Verhalten bei definierter mechanischer Muskelaktivität. Akademie für ärztliche Fortbildung der DDR, Diss. 1975

17. Kuroda, E., Klissouras, V., Milsum, H.: Electrical and metabolic activities and fatigue in human isometric contraction. J. Appl. Physiol. 29, 358 - 367 (1970)

18. Laurig, W.: Elektromyographie als arbeitswissenschaftliche Untersuchungsmethode zur Beurteilung der statischen Muskelarbeit. Band 1. Beuth, Berlin-Köln-Frankfurt, 1970

19. Lenman, J. A. R.: A clinical and experimental study of the effect of exercise on the weakness in neurological disease. J. Neurol. Neurosurg. Psych. 22, 182 - 194 (1959)

20. Lenman, J. A. R.: Quantitative electromyographic changes associated with muscular weakness. J. Neurol. Neurosurg. Psych. 22, 306 - 310 (1959)

21. Lippold, O. J.: The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. J. Appl. Physiol. 117, 492 - 499 (1952)

22. Lloyd, A. J.: Surface electromyography during sustained isometric contractions. J. Appl. Physiol. 30, 713 - 719 (1971)

23. Ludin, H. P.: Praktische Elektromyographie. Enke, Stuttgart, 1980

24. Maton, B.: Motor unit differentiation and integrates surface EMG in voluntary ismetric contraction. Europ. J. Appl. Physiol. 35, 135 - 149 (1976)

25. Maton, B.: Influence du temps d'integration sur la relation entre l'EMG de surface integre et la force au cours de la contraction isometrique, isotonique. Electromyography 13, 307 - 318 (1973)

26. Miyashita, M.: EMG related to anaerobic treshold. J. Sports Med. Physical Fittness 9, 209 - 217 (1981)

27. Mumenthaler, M.: Neurologie. Thieme, Stuttgart, 1982

28. Norris, F. A.: The EMG. Grune and Stratton, New York, 1963

29. Pauwels, F.: Gesamte Abhandlungen der funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin-New York, 1965

30. Person, P. S., Libkind, M. S.: Simulation of electromyograms showing interference patterns. J. Electoenc. Clin. Neurophysiol. 28, 615 - 632 (1970)

31. Rau, G., Vredenbregt, J.: The electromyogram and the force during static muscular contractions. IPO - Ann. Progr. Rep. 5 (1970)

32. Rhein, A., Buchholz, C.: Veränderungen der bioelektrischen Muskelaktivität während lang dauernder Willkürkontraktionen bei vorgegebener Haltekraft. Acta biol. med. germ. 33, 231 - 239 (1974)

33. Rohmert, W.: Untersuchung über Muskelermüdung und Arbeitsgestaltung. REFA e. V., Darmstadt, 1962

34. Silbernagel, S., Despopoulos, A.: Taschenatlas der Physiologie. Thieme, Stuttgart, 1978

35. Stephens, I. A., Taylor, A.: Fatigue of maintained voluntary muscle contraction in man. J. Physiol. 220, 1 - 18 (1972)

36. Stevens, A., Stijns, H., Reybroouk, T.: A polyelectromyographical study of the arm muscles at gradual isometric loading. Electromyography 13, 75 - 86 (1973)

37. Tittel, V.: Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. Fischer, Stuttgart - New York 1976

38. Weineck, I.: Sportanatomie, Beiträge zur Sportmedizin, Straube, Erlangen, 1979

LEBENSLAUF

Am 4. Juni 1960 wurde ich, Roland Moll, als Sohn des Architekten Karl Moll und seiner Ehefrau Else Moll, geborene Frey, in Stuttgart geboren.

Nach vierjähriger Volksschulzeit besuchte ich das Gymnasium in Gerlingen, an dem ich am 19. Juni 1979 die Reifeprüfung ablegte. Vom 2. Juli 1979 bis 13. April 1980 leistete ich meinen Dienst bei der Bundeswehr in Bruchsal.

Mit Erhalt eines Studienplatzes in Medizin zum SS 1980 wurde ich freigestellt und begann mit meinem Studium.

Im März 1982 bestand ich die Ärztliche Vorprüfung und im März 1983 das 1. Staatsexamen. Nach dem 2. Staatsexamen im März 1985 legte ich im Robert-Bosch-krankenhaus in Stuttgart mein Praktisches Jahr ab, und mit der 3. Ärztlichen Prüfung am 7. Mai 1986 schloß ich mein Studium erfolgreich ab.

Offsetdruck Spengler
Lessingstraße 4 · 7401 Neustetten 1
Telefon (0 74 72) 2 21 45